



UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DEL
ESTADO DE MÉXICO

INSTITUTO MEXICANO DEL
SEGURO SOCIAL



FACULTAD DE MEDICINA

**“Evaluación sobre el desempeño del sistema
de planificación para radioterapia Eclipse
versión 13.6 utilizando haces de electrones”**

TESIS

**QUE PARA OBTENER EL GRADO DE
MAESTRO EN FÍSICA MÉDICA**

P R E S E N T A

ALEJANDRO JULIÁN CASTREJÓN

**Comité de Tutores: M. Fís. Méd. José de Jesús Velázquez Trejo
Dr. en C. Miguel Ángel Camacho López
M. en C. Eleni Mitsoura**



TOLUCA, ESTADO DE MÉXICO 2018

ÍNDICE GENERAL

Resumen	vi
Summary	vii
Abreviaturas	viii
Lista de tablas	ix
Lista de figuras	xi

Capítulo 1

1	Introducción	1
1.1	Radioterapia	1
1.2	Terapia con haces de electrones	1
1.3	Algoritmo electrón Monte Carlo	3
1.4	Plan de tratamiento	4
1.5	Planteamiento del problema	4

Capítulo 2

2	Estado del arte	6
2.1	Hipótesis	6
2.2	Objetivos	6
2.3	Justificación	7

Capítulo 3

3	Marco teórico	9
3.1	Procesos de producción de la radiación	9
3.1.1	Interacción de los fotones con la materia	10
3.1.2	Sección eficaz y coeficiente de atenuación	10
3.1.3	Efecto fotoeléctrico	11
3.1.4	Dispersión Compton	11

3.1.5	Producción de pares	11
3.1.6	Efecto fotonuclear	11
3.1.7	Energía transferida y Energía cinética liberada por unidad de masa (Kinetic Energy Released per Unit Mass)	11
3.1.8	Dosis absorbida	12
3.2	Aspectos físicos y clínicos de haces de electrones	12
3.2.1	Curvas de porcentaje de dosis a profundidad en el eje central del haz para haces de electrones en agua	12
3.2.2	Interacciones de electrones con el medio	13
3.2.3	Poder de frenado	14
3.2.4	Rango para haces de electrones	14
3.2.5	Región de buildup (profundidad entre la superficie y R100)	16
3.2.6	Distribución de dosis más allá de R100	16
3.2.7	Parámetros dosimétricos de haces de electrones	17
3.2.8	Perfiles de dosis	18
3.2.9	Aplicadores o conos para electrones	19
3.3	Métodos Monte Carlo para el transporte de radiación y cálculos de dosis	20
3.3.1	Descripción del algoritmo para haces de electrones	20
3.3.2	Modelo del haz	21
3.3.3	Transporte de radiación por Monte Carlo	23
3.3.4	Transporte del electrón esfera por esfera	25
3.3.5	Macro Monte Carlo (MMC) para el cálculo de dosis por electrones	25
3.3.6	Modelo de transporte para eMC	25
3.3.7	Cálculos en la geometría local	26

3.4	Índice Gamma	30
3.4.1	Definición del índice gamma	30
3.4.2	Formalismo del índice gamma	30
3.4.3	Cálculos globales y locales de γ	31
3.5	Mediciones de dosis con cámaras de ionización	32
3.5.1	Cámara plano paralela Advanced Markus Chamber	32
3.5.2	Cámara de ionización PTW Semiflex 31010	33
3.5.3	Detector diodo tipo E	34
3.5.4	Mediciones de dosis a profundidad del haz de electrones	34
3.6	Maniqués	36
3.6.1	Analizador tridimensional de haces de radiación	36
3.7	Insertos para electrones	36

Capítulo 4

4	Metodología	38
4.1	Parámetros de entrada en la configuración del algoritmo eMC	38
4.2	Cálculos	40
4.3	Mediciones	41
4.4	Criterios de evaluación	43
4.5	Energías y campos	44
4.6	Cálculo de unidades monitor para haces de electrones	45

Capítulo 5

5	Resultados y Discusión	48
5.1	Resultados de la verificación	48
5.2	Resultados de la verificación para las Unidades Monitor	49
5.3	Evaluación del tiempo de cálculo	51
5.4	Evaluación de la exactitud de cálculo	56

5.5	Comparación cualitativa de los cálculos y mediciones	65
-----	--	----

Capítulo 6

6	Conclusión	68
---	------------	----

Capítulo 7

7	Referencias bibliográficas	69
---	----------------------------	----

Anexo A	Componentes principales de un acelerador lineal	72
---------	---	----

Anexo B	Graficas de las comparaciones	76
---------	-------------------------------	----

Anexo C	Programas	156
---------	-----------	-----

RESUMEN

El objetivo de este trabajo fue verificar la exactitud de las distribuciones de dosis calculadas por el algoritmo Monte Carlo con electrones (eMC) versión 13.6 por la influencia de las opciones de cálculo en su configuración y una evaluación del tiempo computacional por el impacto de éstas opciones.

El estudio se llevó a cabo en dos etapas. En la primera etapa se realizó el cálculo de distribuciones de dosis en agua para un conjunto de parámetros dentro de las opciones de la configuración del algoritmo, definidos por el usuario: incertidumbre estadística, tamaño de cuadrícula y nivel de suavizado, todos los demás parámetros permanecieron constantes. En ésta etapa se registraron los tiempos de cómputo. También se realizaron mediciones en un maniquí-3D de agua de porcentajes de dosis a profundidad (PDD) y perfiles de dosis. En la segunda etapa se compararon los PDDs y perfiles de las distribuciones calculadas contra las mediciones para varias energías y combinación de conos. Todas las diferencias son presentadas por una evaluación gamma global relativa al valor máximo de dosis dentro de la distribución de referencia, que en nuestro caso la distribución de referencia son las mediciones. Las energías estudiadas fueron de 4, 6, 9, 12, 15 y 18 MeV, y conos de 6x6, 10x10, 15x15, 20x20 y 25x25 cm^2 , a una SSD de 100 cm. Se usaron protecciones circulares con diámetros de 4 cm (para el cono de 6x6 cm^2), 7 cm (para el cono de 10x10 cm^2), 12 cm (para el cono de 15x15 cm^2), 16 cm (para el cono de 20x20 cm^2) y 21 cm (para el cono de 25x25 cm^2). Todas las mediciones fueron obtenidas de un acelerador Varian 2300 CL.

Para efectuar el estudio se comenzó por verificar la exactitud de los cálculos realizados por el sistema de planeación (TPS) con los parámetros comisionados, usando como comparación las mediciones. También se realizó la verificación de las Unidades Monitor (UM) calculadas por el TPS, comparándolas con las obtenidas por el usuario. Las verificaciones fueron realizadas para todas las energías y todos los tamaños de campo.

Posteriormente se evaluaron los tiempos de cálculo y la exactitud de las distribuciones de dosis calculadas al cambiar los parámetros en la configuración del algoritmo. Para ello, solo se usaron las energías de 4, 6, 12 y 18 MeV y conos de 6x6 y 25 x25 cm^2 .

Para la verificación del TPS con los parámetros comisionados, las comparaciones de los cálculos con eMC y las mediciones son mayores al 90% con una evaluación gamma. Para la verificación de Unidades Monitor (MU) los resultados mostraron una adecuada exactitud con las mediciones (menores al 2% de diferencia).

En la evaluación por cambiar los parámetros de entrada en la configuración del algoritmo, se encontró que el parámetro de nivel suavizado fuerte tiene un impacto negativo en el cálculo de las distribuciones de dosis con eMC para las energías de 4 y 6 MeV y conos de 6x6 y 25 x25 cm^2 . Para las energías de 12 y 18 MeV, y conos de 6x6 y 25x25 cm^2 , las distribuciones de dosis calculadas muestra una mayor discrepancia con las mediciones cuando se varia el tamaño de cuadrícula a 0.5 cm. También se observó que el tiempo de cálculo no está relacionado con una mejor exactitud en las comparaciones, pero existen combinaciones de parámetros para cada energía y cono en la configuración de eMC que optimizan los tiempos y poseen una exactitud adecuada. Por lo tanto, existen combinaciones de parámetros en la configuración de eMC para cada energía y tamaño de cono aplicador que pueden ser utilizados para ser más eficiente el cálculo de las distribuciones de dosis en la clínica.

SUMMARY

The objective of the study was to verify the accuracy of the dose distributions calculated by the Monte Carlo electron algorithm (eMC) version 13.6 by the influence of the calculation options in their algorithm configuration and an evaluation of computational time due to the impact of these options.

The study was carried out in two stages. In the first stage, the calculation of dose distributions in water was made for a set of parameters within the options of the configuration of the algorithm, defined by the user: statistical uncertainty, grid size and level of smoothing, all other parameters remained constant. In this stage, the computation times were recorded. Measurements were made on a 3D water phantom of dose-to-depth percentages (PDD) and dose profiles. In the second stage, the PDDs and profiles of the calculated distributions were compared against the measurements for several energies and combination of cones. All differences are presented by a global gamma evaluation relative to the maximum dose value within the reference distribution, which in our case the reference distribution are the measurements. The energies studied were 4, 6, 9, 12, 15 and 18 MeV, and cones of 6x6, 10x10, 15x15, 20x20 and 25x25 cm^2 , at a SSD of 100 cm. Circular protections were used with diameters of 4 cm (for the cone of 6x6 cm^2), 7 cm (for the cone of 10x10 cm^2), 12 cm (for the cone of 15x15 cm^2), 16 cm (for the cone of 20x20 cm^2) and 21 cm (for the cone of 25x25 cm^2). All measurements were obtained from a Varian 2300 CL accelerator.

To carry out the study, we began by verifying the accuracy of the calculations made by the planning system (TPS) with the parameters commissioned, using the measurements as a comparison. The verification of the Monitor Units (UM) calculated by the TPS was also carried out, comparing them with those obtained by the user. The verifications were carried out for all energies and all field sizes.

Subsequently, the calculation times and the accuracy of the dose distributions were evaluated by changing the parameters in the algorithm configuration. For this, only the energies of 4, 6, 12 and 18 MeV and cones of 6x6 and 25x25 cm^2 were used.

For the verification of the TPS with the commissioned parameters, the comparisons of the calculations with eMC and the measurements are greater than 90% with a gamma evaluation. For the verification of Monitor Units (MU) the results showed an adequate accuracy with the measurements (less than 2% difference).

In the evaluation by changing the input parameters in the algorithm configuration, it was found that the strong smoothed level parameter has a negative impact on the calculation of the dose distributions with eMC for the 4 and 6 MeV energies and 6x6 cones and 25x25 cm^2 . For energies of 12 and 18 MeV, and cones of 6x6 and 25x25 cm^2 , the calculated dose distributions show a greater discrepancy with the measurements when the grid size is varied to 0.5 cm. It was also observed that the calculation time is not related to a better accuracy in the comparisons, but there are combinations of parameters for each energy and cone in the eMC configuration that optimize the times and have an adequate accuracy. Therefore, there are combinations of parameters in the eMC configuration for each energy and applicator cone size that can be used to be more efficient in calculating dose distributions in the clinic.

Abreviaturas

CT: Computed Tomography

CSDA: Continuous Slowing Down Approximation

DFM: Distancia Fuente Maniquí

dmáx: Profundidad de dosis máxima

eMC: Electron Monte Carlo

Gy: Gray

IAEA: International Atomic Energy Agency

ICRU: International Commission on Radiation Units and Measurements

LINAC: Linear Accelerator

MMC: Macro Monte Carlo

MU: Monitor Unit

PDD: Percentage Depth Dose

PDI: porcentaje depth ionization

TPS: Treatment Planning Systems

SAD: Source Axis Distance

SSD: Source Surface Distance

Lista de tablas

<i>Tabla</i>	<i>Página</i>
Capítulo 3	
Tabla 3.1. Clasificación de energía para fotones.	10
Tabla 3.2. Rango en aire y agua para varias energías del haz de electrones.	15
Tabla 3.3. Parámetros de PDDs para haces de electrones de diferentes energías.	18
Capítulo 4	
Tabla 4.1. Energías, tamaños de cono y profundidades para los perfiles que se usaron para el estudio de este trabajo	44
Tabla 4.2. Diámetros de las protecciones circulares que se utilizaron	45
Tabla 4.3. Factores S_{ep} y PDD para la energía de 4 MeV.	46
Tabla 4.4. Factores S_{ep} y PDD para la energía de 6 MeV.	46
Tabla 4.5. Factores S_{ep} y PDD para la energía de 9 MeV.	46
Tabla 4.6. Factores S_{ep} y PDD para la energía de 12 MeV.	46
Tabla 4.7. Factores S_{ep} y PDD para la energía de 15 MeV.	46
Tabla 4.8. Factores S_{ep} y PDD para la energía de 18 MeV.	46
Capítulo 5	
Tabla 5.1. Resultados de la verificación para los PDDs medidos y los calculados con eMC	48
Tabla 5.2. Resultados de la verificación para los perfiles	48
Tabla 5.3. Resultados de la verificación para las unidades monitor con energía de 4 MeV	49
Tabla 5.4. Resultados de la verificación para las unidades monitor con energía de 6 MeV	49
Tabla 5.5. Resultados de la verificación para las unidades monitor con energía de 9 MeV	50
Tabla 5.6. Resultados de la verificación para las unidades monitor con energía de 12 MeV	50

Tabla 5.7. Resultados de la verificación para las unidades monitor con energía de 15 MeV	50
Tabla 5.8. Resultados de la verificación para las unidades monitor con energía de 18 MeV	51

Lista de figuras

<i>Figura</i>	<i>Página</i>
Capítulo 1	
Figura 1.1. Componentes de la cabeza de tratamiento de un linac. A) Modo de terapia de rayos X. B) Modo de terapia de electrones. C) Diagrama de un corte del linac.	2
Capítulo 2	
Figura 2.1. Radiografía de tórax que ilustra varias heterogeneidades de tejidos (por ejemplo, hueso, tejido blando, grasa) en un paciente.	7
Capítulo 3	
Figura 3.1. PDDs en el eje central del haz en agua para un tamaño de campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ y una SSD de 100 cm para (a) haces de electrones con energías de 6, 9, 12 y 18 MeV y (b) haces de fotones con energías de 6 y 15 MV.	13
Figura 3.2. PDD típico de un haz de electrones que ilustra la definición de R_q , R_p , $R_{\text{máx}}$, R_{50} y R_{90} .	16
Figura 3.3. PDDs en eje central del haz para una familia de haces de electrones de un linac. Todas las curvas están normalizadas al 100%.	17
Figura 3.4. Perfil de dosis a una profundidad de $Z_{\text{máx}}$ para una haz de electrones de 12 MeV y un tamaño de campo de $25 \times 25 \text{ cm}^2$.	19
Figura 3.5. Cono para electrones montado en un acelerador Varian 2300 CL.	19
Figura 3.6. Descripción esquemática de eMC. La parte superior muestra las diferentes partes del acelerador lineal: colimador primario, primera lámina de dispersión, segunda lámina de dispersión, cámara de medición de UM, mandíbulas del colimador secundario y cono (de arriba a abajo); y las fuentes del modelo de haz: (1) la fuente principal de electrones y la fuente principal de fotones, (2) la fuente de electrones por borde, (3) la fuente de transmisión de fotones; (4) la fuente lineal de electrones y fotones. En la parte inferior se ilustra un maniquí de agua.	21
Figura 3.7. Ilustración del algoritmo de historia condensada. El camino del electrón (línea continua) incluye muchos electrones secundarios y fotones (línea punteada). El camino de electrones en la caja sombreada se simula con un algoritmo de historia condensada. La	24

posición inicial y final del electrón en un paso son A y B, que incluyen la dispersión del electrón en el medio. Sin embargo, la implementación de historia condensada no proporciona información sobre cómo la partícula va de A a B. La línea punteada curva que conecta A y B es una representación más realista de la trayectoria que una línea recta de A a B.

Figura 3.8. Transporte de electrones en MMC. La dirección de un electrón después de cada paso esférico se indica mediante flechas y se determina mediante el uso de datos precalculados.	25
Figura 3.9. La geometría del electrón incidente y diversos parámetros utilizados para la base de datos de MMC.	26
Figura 3.10. Una porción de CT preprocesada de la cabeza del maniquí. La resolución de los vóxeles es de 2 mm en cada dirección. Los números ilustran el tamaño de la esfera que se puede usar para ese vóxel sin cruzar las interfaces. El número, dos, está relacionado con el tamaño de las esferas más pequeñas, 2 mm.	27
Figura 3.11. Transporte del electrón usando el algoritmo adaptable de tamaño de paso. Las flechas ilustran la dirección del electrón primario que sale de la esfera y la línea punteada ilustra el camino del electrón. La posición de las esferas está determinada por el número del vóxel (que representa el tamaño de la esfera) y la dirección del electrón primario emergente desde la superficie de la esfera anterior.	27
Figura 3.12. Geometría local utilizada en el algoritmo MMC	29
Figura 3.13. Representación esquemática del método del índice gamma en 1D.	31
Figura 3.14. Esquema de una cámara plano paralela	33
Figura 3.15. (a) Cámara de ionización Semiflex 31010 de PTW. (b) Plano de la cámara de ionización Semiflex 31010 de PTW	34
Figura 3.16. Diodo E para dosimetría T60017	34
Figura 3.17. Fotografía de analizador tridimensional ó Maniquí de agua MP3 PTW	36
Figura 3.18. Insertos circulares utilizados para los conos del haz de electrones: a) Diámetro de 4 cm (tamaño de cono 6x6cm ²), b) Diámetro de 7 cm (tamaño de cono 10x10cm ²), c) Diámetro de 12 cm (tamaño de cono 15x15cm ²), d) Diámetro de 16 cm (tamaño de cono 20x20cm ²) y e) Diámetro de 21 cm (tamaño de cono 25x25cm ²)	37

Capítulo 4

Figura 4.1. Geometría para el depósito de dosis en el vóxel dentro de las esferas en eMC	39
Figura 4.2. Diagrama de los valores de eMC para el cálculo de las distribuciones de dosis. Se muestra el ejemplo para el caso de una energía de 4 MeV y un tamaño de cono de 6x6 cm ² .	41
Figura 4.3. Información proporcionada por el algoritmo para saber el estado de cálculo. eMC usa tantas partículas como sean necesarias para alcanzar la incertidumbre estadística.	41

Figura 4.4. Configuración experimental de las cámaras de ionización.	42
Figura 4.5. Acelerador Varian 2300 CL con energías de electrones: 4, 6, 9, 12, 15, 18 MeV.	42
Figura 4.6. Maniquí de agua MP3 PTW controlado por el software Mephysto	43
Figura 4.7. Electrómetro marca PTW, modelo TANDEM y Conos aplicadores de 6x6cm ² , 10x10cm ² , 15x15cm ² , 20x20cm ² y 25x25cm ² .	43
Figura 4.8. Cámara de ionización plano-paralela Advanced Markus Chamber (Volumen sensible 0.02 cm ³ , polietileno de grafito).	43
Figura 4.9. Comparación de los cálculos en eMC y las mediciones para PDDs y Perfiles de dosis por medio de un porcentaje de puntos evaluados por un criterio gamma.	44
Figura 4.10. Esquema para el cálculo de UM.	47

Capítulo 5

Figura 5.1. Gráfica del tiempo de cómputo contra la incertidumbre para la energía de 4 MeV, conos de 6x6 cm ² y una inserto circular con diámetro de 4 cm.	52
Figura 5.2. Gráfica del tiempo de cómputo contra la incertidumbre para la energía de 6 MeV, conos de 6x6 cm ² y una inserto circular con diámetro de 4 cm.	52
Figura 5.3. Gráfica del tiempo de cómputo contra la incertidumbre para la energía de 12 MeV, conos de 6x6 cm ² y una inserto circular con diámetro de 4 cm.	53
Figura 5.4. Gráfica del tiempo de cómputo contra la incertidumbre para la energía de 18 MeV, conos de 6x6 cm ² y una inserto circular con diámetro de 4 cm.	53
Figura 5.5. Gráfica del tiempo de cómputo contra la incertidumbre para la energía de 4 MeV, conos de 25x25 cm ² y una inserto circular con diámetro de 21 cm.	54
Figura 5.6. Gráfica del tiempo de cómputo contra la incertidumbre para la energía de 6 MeV, conos de 25x25 cm ² y una inserto circular con diámetro de 21 cm.	54
Figura 5.7. Gráfica del tiempo de cómputo contra la incertidumbre para la energía de 12 MeV, conos de 25x25 cm ² y una inserto circular con diámetro de 21 cm.	55
Figura 5.8. Gráfica del tiempo de cómputo contra la incertidumbre para la energía de 18 MeV, conos de 25x25 cm ² y una inserto circular con diámetro de 21 cm.	55
Figura 5.9. Barras de porcentaje de puntos que pasan una evaluación gamma ≤ 1 y criterio de 2%/2mm para los PDDs, por la comparación de las mediciones y los cálculos con diferentes valores en la configuración de eMC, con energía de 4 MeV y cono de 6x6 cm ² . Los números encima de cada barra corresponden al tiempo de cómputo en minutos.	56
Figura 5.10. Barras de porcentaje de puntos que pasan una evaluación gamma ≤ 1 y criterio de 2%/2mm para los PDDs, por la comparación de las mediciones y los cálculos con diferentes valores en la	57

	configuración de eMC, con energía de 6 MeV y cono de $6 \times 6 \text{ cm}^2$. Los números encima de cada barra corresponden al tiempo de cómputo en minutos.	
Figura 5.11.	Barras de porcentaje de puntos que pasan una evaluación gamma ≤ 1 y criterio de 2%/2mm para los PDDs, por la comparación de las mediciones y los cálculos con diferentes valores en la configuración de eMC, con energía de 12 MeV y cono de $6 \times 6 \text{ cm}^2$. Los números encima de cada barra corresponden al tiempo de cómputo en minutos.	57
Figura 5.12.	Barras de porcentaje de puntos que pasan una evaluación gamma ≤ 1 y criterio de 2%/2mm para los PDDs, por la comparación de las mediciones y los cálculos con diferentes valores en la configuración de eMC, con energía de 18 MeV y cono de $6 \times 6 \text{ cm}^2$. Los números encima de cada barra corresponden al tiempo de cómputo en minutos.	58
Figura 5.13.	Barras de porcentaje de puntos que pasan una evaluación gamma ≤ 1 y criterio de 2%/2mm para los PDDs, por la comparación de las mediciones y los cálculos con diferentes valores en la configuración de eMC, con energía de 4 MeV y cono de $25 \times 25 \text{ cm}^2$. Los números encima de cada barra corresponden al tiempo de cómputo en minutos.	58
Figura 5.14.	Barras de porcentaje de puntos que pasan una evaluación gamma ≤ 1 y criterio de 2%/2mm para los PDDs, por la comparación de las mediciones y los cálculos con diferentes valores en la configuración de eMC, con energía de 6 MeV y cono de $25 \times 25 \text{ cm}^2$. Los números encima de cada barra corresponden al tiempo de cómputo en minutos.	59
Figura 5.15.	Barras de porcentaje de puntos que pasan una evaluación gamma ≤ 1 y criterio de 2%/2mm para los PDDs, por la comparación de las mediciones y los cálculos con diferentes valores en la configuración de eMC, con energía de 12 MeV y cono de $25 \times 25 \text{ cm}^2$. Los números encima de cada barra corresponden al tiempo de cómputo en minutos.	59
Figura 5.16.	Barras de porcentaje de puntos que pasan una evaluación gamma ≤ 1 y criterio de 2%/2mm para los PDDs, por la comparación de las mediciones y los cálculos con diferentes valores en la configuración de eMC, con energía de 18 MeV y cono de $25 \times 25 \text{ cm}^2$. Los números encima de cada barra corresponden al tiempo de cómputo en minutos.	60
Figura 5.17.	Barras de porcentaje de puntos con una evaluación gamma y criterio de 2%/2mm, por la comparación de las mediciones y los cálculos para diferentes valores en la configuración de eMC, para energía de 4 MeV y cono de $6 \times 6 \text{ cm}^2$.	61
Figura 5.18.	Barras de porcentaje de puntos con una evaluación gamma y criterio de 2%/2mm, por la comparación de las mediciones y los cálculos para diferentes valores en la configuración de eMC, para energía de 6 MeV y cono de $6 \times 6 \text{ cm}^2$.	61
Figura 5.19.	Barras de porcentaje de puntos con una evaluación gamma y criterio de 2%/2mm, por la comparación de las mediciones y los cálculos, en los perfiles de dosis para diferentes valores en la configuración de eMC, para energía de 12 MeV y cono de 6×6	62

cm².

- | | |
|---|----|
| Figura 5.20. Barras de porcentaje de puntos con una evaluación gamma y criterio de 2%/2mm, por la comparación de las mediciones y los cálculos, en los perfiles de dosis para diferentes valores en la configuración de eMC, para energía de 18 MeV y cono de 6x6 cm ² . | 62 |
| Figura 5.21. Barras de porcentaje de puntos con una evaluación gamma y criterio de 2%/2mm, por la comparación de las mediciones y los cálculos, en los perfiles de dosis para diferentes valores en la configuración de eMC, para energía de 4 MeV y cono de 25x25 cm ² . | 63 |
| Figura 5.22. Barras de porcentaje de puntos con una evaluación gamma y criterio de 2%/2mm, por la comparación de las mediciones y los cálculos, en los perfiles de dosis para diferentes valores en la configuración de eMC, para energía de 6 MeV y cono de 25x25 cm ² . | 63 |
| Figura 5.23. Barras de porcentaje de puntos con una evaluación gamma y criterio de 2%/2mm, por la comparación de las mediciones y los cálculos, en los perfiles de dosis para diferentes valores en la configuración de eMC, para energía de 12 MeV y cono de 25x25 cm ² . | 64 |
| Figura 5.24. Barras de porcentaje de puntos con una evaluación gamma y criterio de 2%/2mm, por la comparación de las mediciones y los cálculos, en los perfiles de dosis para diferentes valores en la configuración de eMC, para energía de 18 MeV y cono de 25x25 cm ² . | 64 |
| Figura 5.25. Comparaciones de las mediciones y los cálculos con eMC al variar los parámetros del nivel de suavizado y tamaño de cuadrícula para la energía de 4 MeV y tamaño de campo de 6x6 cm ² . | 66 |
| Figura 5.26. Comparaciones de las mediciones y los cálculos con eMC al variar los parámetros del nivel de suavizado e incertidumbre para la energía de 4 y 6 MeV y para los conos de 6x6 y 25x25 cm ² . | 67 |

Capítulo 1

1. Introducción

1.1 Radioterapia

El cáncer es un crecimiento maligno causado por una anormal y descontrolada división celular. Se expande localmente por invasión en los tejidos o sistemáticamente por metástasis. El término "cáncer" se utiliza como un término genérico para un grupo de más de 100 enfermedades que pueden afectar cualquier parte del cuerpo.

La cirugía, la quimioterapia y la radioterapia son las tres principales modalidades de tratamiento utilizadas para la terapia del cáncer. A menudo, estas modalidades se combinan para obtener mejores resultados clínicos. La cirugía se refiere a un procedimiento invasivo, mediante el cual, el tumor se localiza y se elimina mediante un procedimiento quirúrgico. La quimioterapia implica el uso de medicamento para matar las células cancerosas y se utiliza esencialmente para los cánceres no localizados dentro del cuerpo. En radioterapia, el tumor canceroso se localiza y se trata con diversos tipos de radiación. El objetivo de la radioterapia es dar una dosis lo suficientemente alta de radiación en el cuerpo para matar las células cancerosas, mientras se evita el daño al tejido sano circundante. La radioterapia es la modalidad de tratamiento del cáncer en la que la participación de los físicos médicos es importante.

En un acelerador lineal de uso médico, los electrones se aceleran a través de una cámara de vacío por microondas generadas por el klystron y se utilizan electroimanes para mantener a las partículas confinadas en un haz estrecho. Estos electrones bombardean un objetivo metálico, generalmente tungsteno, causando que se produzca un haz de rayos X estrecho, en forma de abanico. Posteriormente, los rayos X salen de la máquina para ajustarse a la forma del tumor del paciente. El haz puede definirse geométricamente por bloques que se colocan en el cabezal de la máquina o por un colimador de hojas múltiples que se incorpora en la cabeza de la máquina. Típicamente los aceleradores lineales médicos producen haces de electrones entre 4 y 25 MeV.

1.2 Terapia con haces de electrones

Los electrones de alta energía se han utilizado en radioterapia desde principios de los años cincuenta. Originalmente, los haces de electrones se extraían principalmente de betatrones, aunque también estaban disponibles unos pocos aceleradores lineales y generadores de Van de Graaff con energías de electrones relativamente bajas. En la década de 1970, los aceleradores lineales de alta energía con fotones y con capacidades de haces de electrones con múltiples energías, se hicieron cada vez más disponibles para uso clínico. El aumento en el desarrollo comercial de estas máquinas se debió en gran parte a la experiencia clínica adquirida en algunos centros importantes, lo que demostró que en algunas situaciones

comúnmente encontradas "no hay un tratamiento alternativo a la terapia con haces de electrones" (Khan *et al* 2014).

El rango de energía más útil, desde el punto de vista clínico para los electrones, es de 6 a 20 MeV (Hogstrom *et al* 2006). A estas energías, los haces de electrones pueden usarse para tratar tumores superficiales (<5 cm de profundidad) con una caída característicamente pronunciada de la dosis más allá del tumor. Las principales aplicaciones son (a) el tratamiento de los cánceres de piel y labio, (b) la irradiación de la pared torácica para el cáncer de mama, (c) administrar la dosis de refuerzo a los nódulos linfáticos, y (d) el tratamiento de los cánceres de cabeza y cuello. Aunque muchos de estos sitios también pueden ser tratados con rayos X superficiales o braquiterapia. La irradiación con haz de electrones ofrece ventajas distintas en términos de uniformidad de dosis en el volumen objetivo y en la reducción de dosis a tejidos más profundos.

Cuando se utilizan electrones, el objetivo metálico para la generación de rayos X se retira del haz y se sustituye por una lámina de dispersión. Posteriormente, el haz de electrones se forma por conos para dar la forma del campo, como se muestra en la figura 1.1.

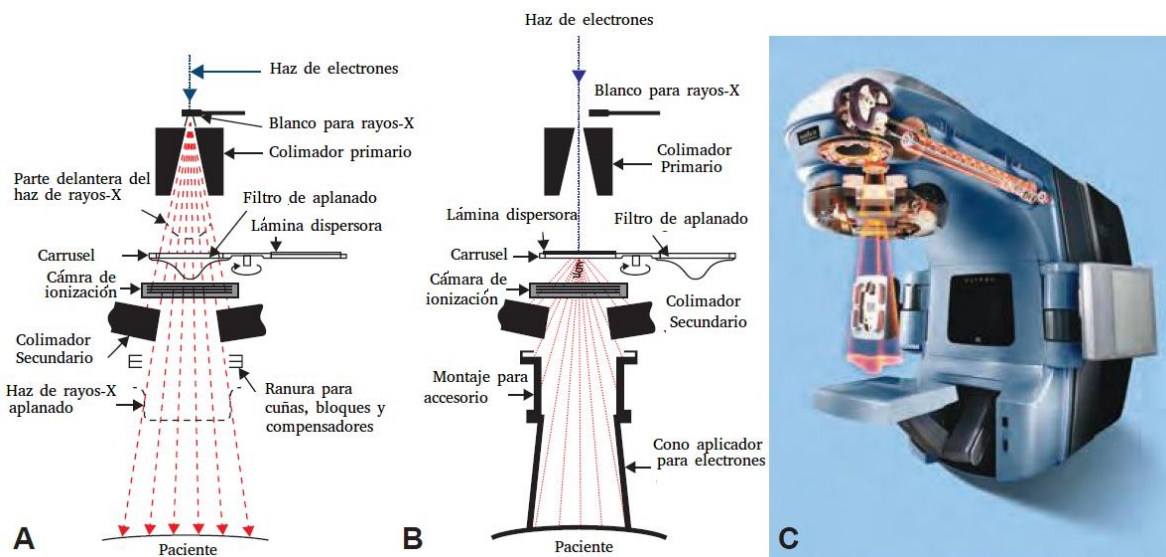


Figura 1.1. Componentes de la cabeza de tratamiento de un linac. A) Modo de terapia de rayos X. B) Modo de terapia de electrones. C) Diagrama de un corte del linac (Khan *et al* 2014).

Los electrones pierden energía continuamente a medida que pasan a través de un medio, y su tasa de pérdida de energía y dispersión depende de la energía del haz. Esta pérdida continua de energía es el resultado de procesos de colisión (ionización y excitación) y radiativos (bremsstrahlung). Esta tasa de pérdida de energía depende de la energía del haz. Por lo tanto, los haces de electrones tienen un rango limitado, después de lo cual la dosis disminuye rápidamente. Típicamente, la curva de dosis a profundidad (PDD; contracción del inglés Percentage Depth Dose) de un haz de electrones presenta una dosis superficial y la dosis se acumula hasta un máximo a una cierta profundidad denominada $d_{m\acute{a}x}$ (profundidad de dosis máxima). Más allá de $d_{m\acute{a}x}$, la dosis disminuye rápidamente y se estabiliza. Esta dosis que se observa al final de la curva se conoce como la cola bremsstrahlung. Debido a la caída rápida de la dosis, el rango de uso es limitado y la terapia de haces de electrones se utiliza para tratar tumores superficiales.

La dosis absorbida utilizada en radioterapia se mide en gray (Gy). Se define como la absorción de un joule de energía por un kilogramo de materia, y por lo tanto es una medida de la dosis absorbida (J/kg), por lo que el Gy es independiente del material objetivo y contexto biológico.

La dosis prescrita a un paciente depende de muchos factores, como el tipo de cáncer y la ubicación del tumor. Para los casos curativos, la dosis típica para un tumor epitelial sólido varía de 60 a 80 Gy, mientras que los linfomas son tratados con 20 a 40 Gy, todos con un fraccionamiento típico de 2 Gy al día/5 veces a la semana (Karzmark *et al* 1996). Muchos otros factores son considerados por los radioncólogos al seleccionar una dosis, incluyendo si el paciente está recibiendo quimioterapia, si la radioterapia se administra antes o después de la cirugía y el grado de éxito de la cirugía.

Los parámetros para prescribir una dosis se determinan durante la planificación del tratamiento. La planificación del tratamiento generalmente se realiza en computadoras usando un programa de cómputo específico hecho por los fabricantes del linac. El usuario (dosimetrista o físico médico) intentará diseñar un plan que proporcione una dosis uniforme al tumor y minimice la dosis a los tejidos sanos circundantes.

Para administrar la dosis prescrita, el acelerador lineal médico utiliza unidades monitor (UM). Una unidad monitor, está relacionada con el tiempo que se emite el haz, es una medida de la salida del acelerador lineal en radioterapia. Las cámaras de ionización que están en el cabezal de tratamiento del linac, determinan el número de UM con el fin de entregar la dosis prescrita al paciente.

Los aceleradores lineales se calibran para dar una dosis absorbida bajo condiciones particulares, aunque la definición y la configuración de la medición varían entre centros. Las cámaras de ionización leen 100 UM cuando una dosis absorbida de 1 Gy es entregada en un punto a una profundidad de máxima dosis en un maniquí de agua-equivalente, cuya superficie es el isocentro de la maquina (usualmente a 100 cm de la fuente) con tamaño de campo de 10cm x10cm.

1.3 Algoritmo electrón Monte Carlo

El algoritmo de cálculo de dosis para electrones (eMC), disponible en el sistema de planificación de tratamiento (TPS) Eclipse (Varian Medical Systems), se basa en el método Macro Monte Carlo (MMC) y es capaz de predecir distribuciones de dosis para haces de electrones de alta y baja energía en los aceleradores lineales con alta precisión. El creciente desarrollo de poder computacional y el desarrollo de algoritmos permitieron implementar el método Monte Carlo en los sistemas de planificación de tratamiento.

El algoritmo eMC consiste en dos modelos: 1) Un modelo de transporte basado en MMC desarrollado por Neuenschwander (Neuenschwander *et al* 1995), que simula el transporte de electrones calculando el depósito de dosis en esferas y 2) Un modelo de espacio fase inicial, que describe los electrones y fotones que emergen de la cabeza del acelerador lineal clínico (linac) (Janssen *et al* 2001, Fix *et al* 2013). *Para el primer modelo*, el método Macro Monte Carlo reduce el tiempo de cálculo al simplificar el algoritmo en tres partes: simulación local, preprocesamiento geométrico y simulación global. La simulación local es un paso computacional que simula el transporte de electrones monoenergéticos a través de esferas macroscópicas, llamados kugels. Esos cálculos se realizan para 5 diferentes diámetros de esferas (1.0, 2.0, 3.0, 4.0 y 6.0 mm), para 5 diferentes materiales (aire: 0.0012 g/cm³, maniquí de pulmón (LN4): 0.3 g/cm³, agua: 1 g/cm³, Lucite: 1.19 g/cm³, y maniquí de hueso sólido (SB3): 1.84 g/cm³), y para 30 energías incidentes de electrones (0.2, 0.4, 0.6, 0.8, 1, 1.5, 2, 3,

..., 24, 25 MeV). Estos cálculos generan una lista de funciones de distribución de probabilidad (PDF) que describen la posición de salida, dirección y energía de los electrones que emergen de las esferas. El paso de preprocesamiento geométrico determina el tamaño de la esfera y su densidad promedio en cada posición de la imagen de la tomografía computarizada (CT). Dependiendo de la proximidad de una interfaz, el tamaño de la esfera disminuirá. La simulación global transporta los electrones a través de la imagen CT del paciente con pasos macroscópicos, para determinar el depósito de dosis del haz de electrones. *Para el segundo modelo*, la información sobre la naturaleza de cada partícula que emerge de la cabeza del linac representa el espacio fase. El espacio fase inicial utilizado en el algoritmo eMC está representado por un modelo de cuatro fuentes: 1) una "fuente principal de electrones" y una "fuente principal de fotones" que representan los electrones y fotones que se originan en la lámina de dispersión, 2) una "fuente de electrones de borde" que representan los electrones producidos en los bordes del cono aplicador o el inserto, 3) una "fuente de fotones transmitidos" que representan los fotones que se transmiten a través del último borde del cono aplicador o inserto, y 4) una "fuente lineal" que representa los electrones y fotones dispersados en la cabeza del linac.

1.4 Plan de tratamiento

La planificación del tratamiento es el proceso en el que un equipo compuesto por radioncólogo, físicos médicos y dosimetristas planifica el tratamiento adecuado para un paciente. Se utiliza un sistema de planificación de tratamiento (programa informático) para realizar el trabajo. Con el fin de traer imágenes del sitio de tratamiento en el software, la tomografía computarizada (TC) es realizada al paciente y se importan las imágenes en el sistema de planificación del tratamiento. Después de que las imágenes son adquiridas, el radioncólogo determina el área que será tratada y la dosis de radiación total entregada en el sitio del tumor. Las imágenes se utilizan para planificar las características geométricas, radiológicas y dosimétricas del plan de tratamiento. La información tridimensional de la tomografía computarizada del paciente permite modelar con precisión el comportamiento de la radiación a medida que viaja a través del paciente.

La planificación se basa, en su totalidad, en el conjunto de datos adquiridos por la tomografía computarizada del paciente. En el sistema de planificación del tratamiento, el físico médico o dosimetrista determina parámetros tales como el número de haces de radiación a utilizar, y a qué ángulo se ubicará cada haz. Una vez que el plan está hecho, el sistema calcula las unidades monitor necesarias para entregar la dosis prescrita al sitio de interés. Diferentes algoritmos de cálculo de dosis en los sistemas de planificación se ofrecen para diferentes tipos de radioterapia. Para la terapia con haces de electrones el sistema de planificación de tratamiento Eclipse™ de Varian Medical Systems incluye el algoritmo electrón Monte Carlo (eMC).

Desafortunadamente, en muchas situaciones clínicas estos paquetes tienen diferencias al comparar los PDDs a diferentes energías y diferentes tamaños de campo, con respecto a las mediciones que se hacen directamente en el acelerador (Fix *et al* 2010). El propósito principal de este trabajo es evaluar el desempeño del sistema de planificación de tratamiento del Hospital de Oncología del Centro Médico Nacional Siglo XXI-IMSS para haces de electrones.

1.5 Planteamiento del problema

Los cálculos precisos de la dosis absorbida para fotones y electrones en los materiales con tejido equivalente son importantes para una administración correcta de los tratamientos contra el cáncer. Varios sistemas comerciales de planificación de tratamientos, utilizados en los hospitales en radioterapia actualmente, proporcionan algoritmos para el cálculo de dosis,

por ejemplo el algoritmo electrón Monte Carlo (eMC) incluido en el sistema de planificación de tratamiento Eclipse™ (Varian).

Cuando se realiza la planificación de un tratamiento es fundamental que el tejido tumoral reciba la dosis absorbida prescrita, a la vez que el tejido normal que rodea al tumor no sobrepase un umbral de dosis absorbida claramente establecido en la literatura.

En la actualidad, la diferencia en la distribución de dosis que proporcionan los algoritmos para el cálculo de dosis y las mediciones que dan los linac no debe sobrepasar algunos límites ya establecidos, por ejemplo: para geometrías simples y homogéneas se tiene que para altas dosis y pequeños gradientes 2%, para altas dosis y largos gradientes 2mm (IAEA, TRS-430, 2004). Es responsabilidad de los físicos médicos comisionar y evaluar estos algoritmos.

Capítulo 2

2. Estado del arte

Antes de que el TPS sea adecuado para aplicaciones clínicas, es necesario verificar la exactitud de los cálculos y debido a la complejidad del transporte de partículas del algoritmo, eMC requiere parámetros de entrada para su configuración, los cuales impactan en la precisión del cálculo de dosis y el tiempo de cómputo. Se han realizado estudios para evaluar la precisión y tiempo de eMC en haces de electrones de alta energía (Popple *et al* 2006, Hu *et al* 2008, Chamberland *et al* 2015). Una versión de eMC se desarrolló para permitir la precisión en el cálculo de dosis para la energía de 4 MeV (Fix *et al* 2010, Fix *et al* 2013). Estas investigaciones demuestran que eMC se puede considerar como un algoritmo para la planificación de tratamientos en la rutina clínica. Sin embargo el propósito de éste trabajo es el de encontrar una relación directa entre la exactitud y tiempo de cálculo al variar los parámetros de entrada en la configuración del algoritmo eMC por medio de una evaluación gamma. Este estudio ayudaría a encontrar los parámetros más adecuados para una combinación de energía, cono y parámetros que sean lo más viables en la clínica.

2.1 Hipótesis

Los cambios en la energía del haz, las diferencias en las profundidades, los tamaños de campo y los parámetros de cálculo de dosis por el algoritmo eMC versión 13.6, influyen en el cálculo de la dosis absorbida en el sistema de planificación de tratamientos Eclipse (Varian).

2.2 Objetivos

General:

Comparar las curvas de porcentaje de dosis a profundidad (PDD) y perfiles de dosis medidos contra los calculados por el algoritmo eMC versión 13.6 para conocer en qué circunstancias y bajo qué parámetros existen diferencias relevantes en la clínica

Objetivos Específicos:

- Estudiar la influencia de la energía del haz, tamaño de campo y profundidad para el cálculo de la dosis absorbida.
- Estudiar la influencia de los parámetros de cálculo de dosis en el sistema de planificación (precisión estadística, tamaño de la cuadrícula, método de suavizado y nivel de suavizado).
- Medir los tiempos de cómputo para el cálculo de dosis absorbida.
- Verificar el cálculo de las unidades monitor.

- Crear un programa para comparar y analizar las distribuciones de dosis.

2.3 Justificación

Cualquier plan de tratamiento en radioterapia requiere un adecuado método que calcule con precisión la distribución de dosis en el volumen irradiado. Tales métodos requieren un conjunto de datos que se obtienen en el proceso de comisionamiento del acelerador lineal. Los PDDs y perfil de dosis utilizados para el comisionamiento se miden en agua, es decir, suponiendo un medio con densidad homogénea equivalente al agua. Además, dado que el cuerpo humano está hecho de agua al 80%, es frecuente realizar los cálculos de dosis con la suposición de que el tejido humano es sólo agua.



Figura 2.1. Radiografía de tórax que ilustra varias heterogeneidades de tejidos (por ejemplo, hueso, tejido blando, grasa) en un paciente (Tsai *et al* 2009).

En los pacientes, sin embargo, como se ilustra en la radiografía de tórax de la figura 2.1, el haz de fotones o de electrones puede atravesar capas de tejido no homogéneas, cuyas densidades difieren sustancialmente de la del agua, como la grasa, hueso, músculo, pulmón y aire. La presencia de estas inhomogeneidades (también conocidas como heterogeneidades) producirá cambios en la distribución de dosis, dependiendo de la calidad del haz de radiación y de la cantidad, tamaño y tipo de material en el volumen no homogéneo. Por lo tanto, cualquier sistema de planificación de tratamiento adecuado debe basarse en un algoritmo que modele con precisión los efectos de estas heterogeneidades.

Para la radioterapia con haces de electrones, hay muchos paquetes comerciales para la planificación del tratamiento, entre los cuales está el sistema de planificación de tratamiento Eclipse™ (Varian) para el cálculo de la dosis absorbida basado en el algoritmo electrón Monte Carlo (eMC) versión 13.6. En este trabajo se empleó eMC versión 13.6 disponible en el Hospital de Oncología del Centro Médico Nacional Siglo XXI-IMSS, utilizado para hacer las planeaciones de tratamiento de pacientes con radioterapia para haces de electrones, el cual maneja tiempos de cálculo razonablemente cortos para ser utilizados en la clínica, pero que dependiendo de los parámetros de entrada pueden ser de varias decenas de minutos, lo cual no conviene para un servicio de radioterapia con un alto número de pacientes. Resulta importante conocer cuáles son los parámetros para reducir el tiempo de cálculo y cuál es el impacto en el cálculo de dosis por los parámetros de entrada (precisión estadística, tamaño de la cuadrícula, método de suavizado y nivel de suavizado). La decisión sobre qué parámetros de entrada al algoritmo eMC son los más adecuados debe estar soportada en el conocimiento de la influencia de esos parámetros en el resultado final del cálculo de dosis y no solamente en las recomendaciones del fabricante. Por esto se consideró importante hacer un estudio de la influencia de cada uno de esos parámetros en eMC, con el objetivo de determinar cuáles son óptimos para un tiempo de cálculo razonable y un plan de calidad.

Esta evaluación se realizará comparando los cálculos de dosis del sistema de planificación de tratamiento y las mediciones experimentales en un maniquí de agua (tanque de agua) MP3 PTW controlado por el software Mephysto.

Capítulo 3

3. Marco teórico

3.1 Procesos de producción de la radiación

La radiación ionizante para fotones se puede clasificar en cuatro categorías según su origen:

1. Bremsstrahlung: Espectro de energía continua de rayos X resultante de interacción coulombiana electrón-núcleo.
2. Rayos X característicos: Espectro de energía discreta de los rayos X resultantes de las transiciones de electrones orbitales desde un orbital atómico permitido a una vacante en otro orbital atómico (con una energía de enlace mayor).
3. Radiación gamma: Rayos X discretos emitidos a través de transiciones nucleares por decaimientos radioactivos (se generan dentro del núcleo).
4. Radiación por aniquilación: Espectro discreto de rayos X resultante de la aniquilación de positrones y electrones (típicamente con energías de 0.511 MeV).

Los fotones también se dividen en diferentes categorías en función de su energía, tabla 3.1. Las energías de fotones utilizadas en aplicaciones para radioterapia a menudo se encuentran en el rango de energías de mega voltaje (Podgorsak 2005).

Tabla 3.1. Clasificación de energías para fotones.

Energía	Terminología
0.1 - 20 kV	Rayos X de baja energía
10 – 120 kV	Rayos X de diagnóstico
120 – 300 kV	Rayos X de ortovoltaje
300 kV – 1 MV	Rayos x de energía intermedia
>1 MV	Rayos X de megavoltajes

3.1.1 Interacción de los fotones con la materia

Los fotones son radiación indirectamente ionizante y depositan su energía en dos pasos:

1. El fotón interactúa con la materia y en tal interacción se libera una partícula cargada, por ejemplo, un electrón.
2. La partícula cargada deposita su energía a través de interacciones coulombianas con los electrones en el material.

Los fotones incidentes sobre el material causan una cascada de interacciones electromagnéticas. Las siguientes secciones describen las interacciones de fotones más importantes en la terapia de radiación y sus cantidades.

3.1.2 Sección eficaz y coeficiente de atenuación

Los procesos de interacción se pueden definir en términos de sección eficaz σ y coeficiente de atenuación μ . Estos dos conceptos se definen a partir de los fotones incidentes en un objetivo con la intensidad I , el espesor objetivo dx y el número de átomos por unidad de volumen N . La reducción fraccional en la intensidad viene dada por:

$$\frac{dI}{I} = \sigma N dx = -\sigma \frac{\rho N_A}{A} dx = -\mu dx \quad (1)$$

Donde ρ es la densidad del material, N_A es el número de Avogadro y A es la masa atómica del material.

El coeficiente de atenuación lineal se usa para caracterizar la probabilidad de una interacción. Dado el coeficiente de atenuación lineal μ y un espesor x , la intensidad $I(x)$ puede calcularse como:

$$\int_{I(0)}^{I(x)} \frac{dI}{I} = \int_0^x \mu dx' \rightarrow I(x) = I(0)e^{-\int_0^x \mu dx'} \quad (2)$$

El coeficiente de atenuación lineal total es la suma de los coeficientes de atenuación lineal individuales del efecto fotoeléctrico, dispersión de Compton, dispersión de Rayleigh y la producción de pares.

El predominio de las secciones eficaces individuales depende de la energía de la radiación incidente y del número atómico del material. El efecto fotoeléctrico es el efecto dominante para materiales con altos números atómicos y energías de fotones desde rayos X de baja energía hasta rayos X de ortovoltaje. La dispersión de Compton es el efecto dominante para las energías de rayos X de megavoltaje y para las energías aún más altas la producción de pares es el efecto dominante (Podgorsak 2005).

3.1.3 Efecto fotoeléctrico

El efecto fotoeléctrico ocurre cuando un fotón interactúa con un electrón que está estrechamente ligado al núcleo. La interacción conduce a una absorción completa del fotón y a la expulsión de un fotoelectrón. Un electrón de un estado de mayor energía llena la vacante creada. La energía de la transición se libera en forma de un rayo X característico o un electrón Auger. La sección eficaz fotoeléctrica es inversamente proporcional a la energía del fotón a la potencia de tres y directamente proporcional al número atómico del material a la potencia de cuatro.

3.1.4 Dispersión Compton

La dispersión Compton ocurre cuando un fotón interactúa con un electrón débilmente unido. Una parte de la energía del fotón se transfiere al electrón. Como resultado, el fotón se dispersa con un cierto ángulo y expulsa un electrón del átomo. La sección eficaz de dispersión Compton disminuye con la energía y es directamente proporcional al número atómico del material.

3.1.5 Producción de pares

La producción de pares ocurre cuando un fotón interactúa con el campo coulombiano del núcleo, se absorbe y crea un par electrón-positrón. La interacción tiene un umbral de energía de 1.022 MeV, igual a la energía en reposo de dos electrones. La sección eficaz de la producción de pares aumenta cuando aumenta la energía y es directamente proporcional al número atómico del material a la potencia de dos.

3.1.6 Efecto fotonuclear

El efecto fotonuclear ocurre a energías de fotones por encima de 7 a 8 MeV. El fotón interactúa directamente con el núcleo y se absorbe. Una emisión de un neutrón, protón u otra partícula cargada ocurre después de la absorción del fotón. El efecto fotonuclear a menudo no se toma en cuenta aunque puede contribuir tanto como el 5% de la sección eficaz total a 20 MeV.

3.1.7 Energía transferida y Energía cinética liberada por unidad de masa (Kinetic Energy Released per Unit Mass)

Energía transferida ε_{tr} es la transferencia de energía cinética a partículas cargadas en un volumen finito específico V dado por:

$$\varepsilon_{tr} = R_{in}^u - R_{in}^{u,nonr} + \sum Q \quad (3)$$

Donde R_{in}^u es la energía de las partículas sin carga que entran en V, $R_{in}^{u,nonr}$ la energía de las partículas sin carga que salen de V, excepto los cuales se originaron a partir de las pérdidas radiactivas de energía cinética por las partículas cargadas mientras estaban en V y $\sum Q$ es la energía neta derivada de la masa en reposo de V.

KERMA (K) es la energía transferida a las partículas cargadas, $d\epsilon_{tr}$, por unidad de masa, dm , incluyendo las pérdidas de energía radiativa, pero excluyendo la energía que pasa de una partícula cargada a otra. K se define como:

$$K = \frac{d\epsilon_{tr}}{dm} \quad (4)$$

3.1.8 Dosis absorbida

La energía impartida ϵ se define como la suma de todos los depósitos de energía en un volumen V como:

$$\epsilon = R_{in}^u - R_{out}^u + R_{in}^c - R_{out}^c + \sum Q \quad (5)$$

Donde R_{in}^u es la energía radiante de partículas no cargadas que entran en V, R_{out}^u es energía radiante de partículas no cargadas dejando V, R_{in}^c es la energía radiante de partículas cargadas que entran en V, R_{out}^c es la energía radiante de partículas cargadas que dejan V y $\sum Q$ es energía neta derivada de la masa en reposo de V.

La dosis absorbida D es la energía impartida a la materia, $d\epsilon$, por unidad de masa, dm , en un punto:

$$D = \frac{d\epsilon}{dm} \quad (6)$$

3.2 Aspectos físicos y clínicos de haces de electrones

3.2.1 Curvas de porcentaje de dosis a profundidad en el eje central del haz para haces de electrones en agua

La forma general de la curva de porcentaje de dosis a profundidad para los haces de electrones difiere de la de los haces de fotones (figura 3.1). La figura 3.1 (a) muestra las dosis a profundidad para diversas energías del haz de electrones y la figura 3.1 (b) muestra las dosis a profundidad para haces de 6 y 15 de rayos X en MV.

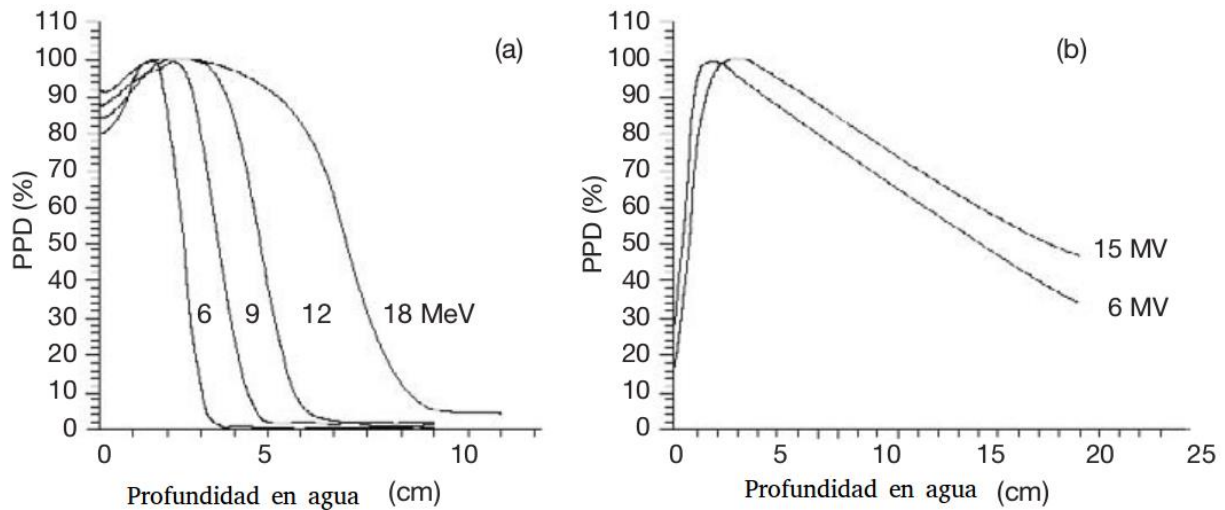


Figura 3.1. PDDs en el eje central del haz en agua para un tamaño de campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ y una SSD de 100 cm para (a) haces de electrones con energías de 6, 9, 12 y 18 MeV y (b) haces de fotones con energías de 6 y 15 MV. (Podgorsak 2005)

Los haces de electrones se pueden considerar casi monoenergéticos a medida que abandonan el acelerador, sin embargo, a medida que el haz de electrones pasa a través de la ventana de salida del acelerador, la lámina de dispersión, la cámara de ionización, los colimadores y el aire, los electrones interactúan con estas estructuras y resulta en:

- Un aumento en la anchura del espectro de energía del haz.
- Producción de rayos X que contribuyen a la cola bremsstrahlung en los PDDs.

Cuando el haz clínico de electrones hace contacto con el paciente, tiene una energía promedio E_0 que es menor que la energía dentro del acelerador.

La relación entre la dosis en un punto dado en el eje central del haz (D_d) y la dosis máxima en el eje central, D_{d_0} , multiplicada por 100 es el PDD, que normalmente se mide para la distancia de tratamiento nominal (es decir, la distancia entre la ventana de salida del acelerador y la piel del paciente) y depende del tamaño del campo y de la energía del haz de electrones.

$$PDD = \frac{D_d}{D_{d_0}} \times 100 \quad (7)$$

3.2.2 Interacciones de electrones con el medio

A medida que los electrones viajan a través de un medio interactúan con los átomos. Estas interacciones se pueden clasificar de la siguiente manera:

- Colisiones inelásticas con electrones atómicos, lo que resulta en ionización y excitación de átomos.
- Colisiones elásticas con núcleos atómicos, que dan como resultado una dispersión elástica que se caracteriza por un cambio en la dirección pero no pérdida de energía.

- Colisiones inelásticas con núcleos atómicos, que dan como resultado la producción de rayos X bremsstrahlung.
- Colisiones elásticas con electrones atómicos.

La pérdida de energía típica para un haz de electrones usados para terapia, promediado en todo su rango, es de aproximadamente 2 MeV/cm en agua y tejidos equivalente al agua.

3.2.3 Poder de frenado

El poder de frenado másico $\left(\frac{S}{\rho}\right)_{tot}$ de un material para partículas cargadas esta definido por la Comisión Internacional de Unidades y Medidas Radiologicas (ICRU, Reporte No. 33) como la cantidad de dE entre ρl , donde dE es la energía total perdida por la partícula cuando atraviesa una longitud dl en el material de densidad ρ :

$$\left(\frac{S}{\rho}\right)_{tot} = \left(\frac{S}{\rho}\right)_{col} + \left(\frac{S}{\rho}\right)_{rad} \quad (8)$$

Donde $\left(\frac{S}{\rho}\right)_{col}$ y $\left(\frac{S}{\rho}\right)_{rad}$ son por perdidas de colisiones atómicas y perdidas radiativas.

La tasa de pérdida de energía para las interacciones de colisión depende de la energía del electrón y de la densidad de electrones del medio. La tasa de pérdida de energía por gramo por centímetro cuadrado, $\text{MeV} \cdot \text{g}^{-1} \cdot \text{cm}^{-2}$ (llamado poder de frenado másico), es mayor para los materiales de bajo número atómico que para los materiales de alto número atómico. Esto se debe a que los materiales de alto número atómico tienen menos electrones por gramo que los materiales de menor número atómico y, además, los materiales de alto número atómico tienen un mayor número de electrones fuertemente unidos que no están disponibles para este tipo de interacción.

La tasa de pérdida de energía para las interacciones radiativas (bremsstrahlung) es aproximadamente proporcional a la energía del electrón y al cuadrado del número atómico del absorbente. Esto significa que la producción de rayos X a través de pérdidas radiativas es más eficiente para electrones de mayor energía y materiales de mayor número atómico.

Cuando un haz de electrones pasa a través de un medio, los electrones sufren dispersión múltiple, debido a las interacciones de la fuerzas Coulombianas entre los electrones incidentes y predominantemente los núcleos del medio. Por lo tanto, los electrones adquirirán componentes de velocidad y desplazamientos muy diferentes a su dirección de movimiento original. A medida que el haz de electrones atraviesa al paciente, su energía promedio disminuye y su extensión angular aumenta.

La dispersión de los electrones varía aproximadamente como el cuadrado del número atómico e inversamente como el cuadrado de la energía cinética. Por esta razón, se utilizan materiales de alto número atómico en la construcción de láminas de dispersión para la producción de haces de electrones clínicos en un linac.

3.2.4 Rango para haces de electrones

Una partícula cargada, como un electrón, está rodeado por su campo eléctrico Coulombiano y, por lo tanto, interactuará con uno o más electrones o con el núcleo de prácticamente todos los átomos que encuentre. La mayoría de estas interacciones transfieren individualmente fracciones diminutas de la energía cinética de la partícula incidente, y es conveniente pensar que la partícula pierde su energía cinética de forma gradual y continua en un proceso que a

menudo se denomina aproximación de disminución continua (CSDA; *continuous slowing down approximation*).

La longitud del camino de un solo electrón es la distancia total recorrida a lo largo de su trayectoria real hasta que el electrón se detiene, independientemente de la dirección del movimiento. El rango de la trayectoria es la suma de las longitudes de las trayectorias individuales en la dirección del haz incidente (es decir, el eje central). El rango de CSDA (o la longitud promedio de camino) para un electrón de energía cinética inicial E_0 se puede encontrar integrando el recíproco del poder de frenado total:

$$R_{CSDA} = \int_0^{E_0} \left(\left(\frac{S}{\rho} \right)_{tot} \right)^{-1} \quad (9)$$

El rango de CSDA es puramente una cantidad calculada que representa la longitud promedio a lo largo de la trayectoria del electrón y no la profundidad de penetración en una dirección definida. El rango de CSDA para electrones en aire y agua se da en la Tabla 3.1 para diversas energías.

Los siguientes dos conceptos de rango también se definen para haces de electrones: rango máximo y rango práctico.

El rango máximo $R_{m\acute{a}x}$ (cm o g/cm²) se define como la profundidad a la que la extrapolación de la cola de dosis de profundidad del eje central se encuentra con el fondo bremsstrahlung, como se muestra en la Figura 3.2

El rango práctico R_p (cm o g/cm²) se define como la profundidad a la cual la tangente trazada a través de la sección más empinada de la curva de dosis de electrones se cruza con la línea de extrapolación de la cola de bremsstrahlung, como se muestra en la Figura 3.2.

Tabla 3.2. Rango en aire y agua para varias energías del haz de electrones (Podgorsak 2005)

Energía del electrón (MeV)	CSDA Rango en aire (g/cm ²)	CSDA Rango en agua (g/cm ²)
6	3.255	3.052
7	3.756	3.545
8	4.246	4.030
9	4.724	4.506
10	5.192	4.975
20	9.447	9.320
30	13.150	13.170

Las profundidades R_{100} , R_{90} y R_{50} (cm o g/cm²) se definen como profundidades en las curvas PDDs de electrones a la cual los PDDs, alcanzan valores de 100%, 90% y 50%, respectivamente.

La profundidad R_q (cm o g/cm²) se define como la profundidad donde la tangente a través del punto de inflexión de la curva de dosis se cruza con el nivel máximo de dosis, como se muestra en la Figura 3.2.

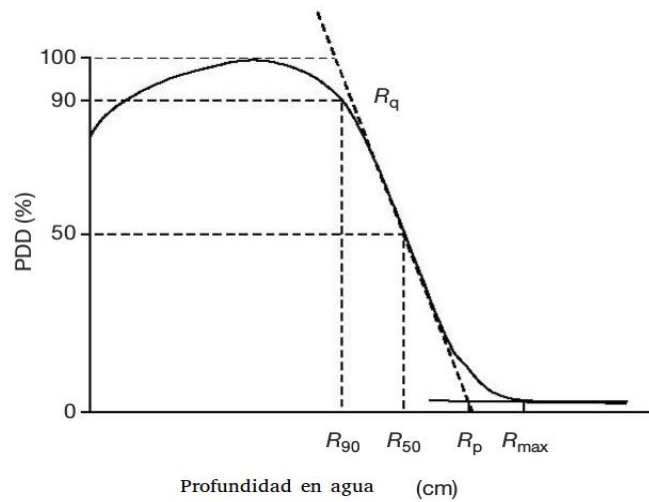


Figura 3.2. PDD típico de un haz de electrones que ilustra la definición de R_q , R_p , $R_{máx}$, R_{50} y R_{90} . (Podgorsak 2005)

3.2.5 Región de buildup (profundidad entre la superficie y R_{100})

La dosis en la región de buildup en los haces de electrones es mucho menos pronunciada que la de los haces de fotones en megavoltaje y es el resultado de las interacciones de dispersión que los electrones experimentan con los átomos del absorbente. Al entrar en el medio (por ejemplo, agua), las trayectorias de los electrones son aproximadamente paralelas. Cuando aumenta la profundidad se vuelven más oblicuos con respecto a la dirección original, debido a la dispersión múltiple, lo que resulta en un aumento de la fluencia de electrones a lo largo del eje central del haz.

Como se ve en la figura 3.1, la dosis superficial de haces de electrones (en el rango de 75% a 95%) es mucho más alta que la dosis de superficie para haces de fotones, y la velocidad a la que la dosis aumenta de la superficie a R_{100} es menos pronunciado para los haces de electrones que para los haces de fotones.

A diferencia de los haces de fotones, la dosis en la región de buildup para los haces de electrones aumenta con la energía de los electrones. Esto se puede explicar por la naturaleza de la dispersión de electrones. A energías más bajas, los electrones se dispersan más fácilmente y a través de ángulos más grandes. Esto hace que la dosis se acumule más rápidamente y en una distancia más corta, como se muestra en la figura 3.3. La relación de la dosis superficial y la dosis máxima en la profundidad de R_{100} es, por lo tanto, más baja para los electrones de menor energía que para los electrones de mayor energía.

En contraste con el comportamiento de los haces de fotones en megavoltajes, la profundidad de R_{100} en los haces de electrones, no sigue una tendencia específica con la energía del haz de electrones, más bien, es el resultado del diseño de la máquina y los accesorios utilizados.

3.2.6 Distribución de dosis más allá de R_{100}

La dispersión y la pérdida continua de energía por parte de los electrones son los dos procesos responsables de la caída brusca de la dosis a profundidades superiores a R_{100} .

Rayos X producidos por Bremsstrahlung en la cabeza del acelerador, en el aire que existe entre la ventana del acelerador y el paciente, y en el medio irradiado son responsables de la cola en la curva de dosis de profundidad.

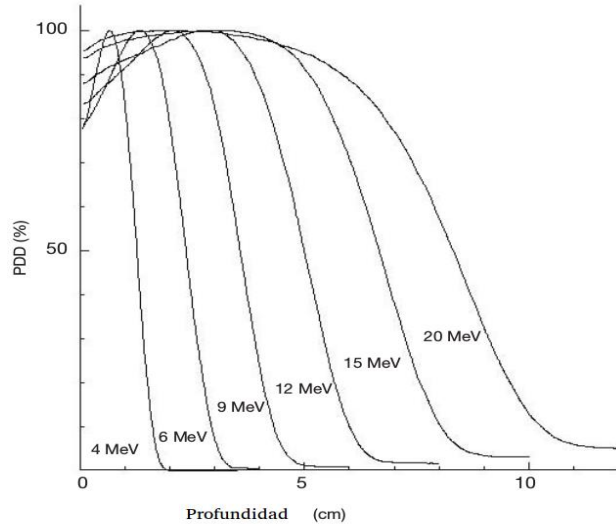


Figura 3.3. PDDs en eje central del haz para una familia de haces de electrones de un linac. Todas las curvas están normalizadas al 100% (Podgorsak 2005).

El rango de electrones aumenta al aumentar la energía. El gradiente de dosis de electrones se define de la siguiente manera:

$$G = R_p / (R_p - R_q) \quad (10)$$

El gradiente de dosis para las energías de electrones más bajas es más pronunciado que el de las energías de más altas, ya que los electrones de energía más baja se dispersan en un ángulo mayor lejos de sus direcciones iniciales.

La contaminación de rayos X por bremsstrahlung (por ejemplo, las secciones de la cola de la figura 2.1 (a)) depende de la energía y es típicamente inferior al 1% para 4 MeV y menos del 4% para haces de electrones de 20 MeV para un acelerador.

3.2.7 Parámetros dosimétricos de haces de electrones

Debido a la complejidad del espectro de dosis, no existe un único parámetro de energía que caracterice completamente un haz de electrones. Se utilizan varios parámetros para describir un haz, como lo es la energía más probable $E_{p,0}$ en la superficie del maniquí, la energía promedio E_0 en la superficie del maniquí y R_{50} , la profundidad a la que la dosis absorbida cae al 50% de la dosis máxima.

La energía más probable, $E_{p,0}$, en la superficie del maniquí se relaciona empíricamente con el rango práctico, R_p , en agua de la siguiente manera:

$$E_{p,0} = 0.22 + 1.09R_p + 0.0025R_p^2 \quad (11)$$

Donde $E_{p,0}$ está en megaelectronvolts y R_p está en centímetros.

La energía promedio, E_0 , en la superficie del maniquí está relacionada con la profundidad R_{50} de la siguiente manera:

$$\bar{E}_{p,0} = CR_{50} \quad (12)$$

donde $C = 2.33 \text{ MeV/cm}$ para agua.

La profundidad R_{50} es el índice de calidad del haz para electrones como especifica la IAEA TRS 398. R_{50} es calculada de las medidas de R_{50} para iones, es decir, la profundidad a la cual la curva de ionización cae al 50% del máximo.

$$R_{50} = 1.029R_{50,ion} - 0.06(g/cm^2) \text{ (para } R_{50,ion} \leq 10 g/cm^2 \text{)} \quad (13)$$

$$R_{50} = 1.059R_{50,ion} - 0.37(g/cm^2) \text{ (para } R_{50,ion} > 10 g/cm^2 \text{)} \quad (14)$$

\bar{E}_z la energía promedio a la profundidad z en agua, esta relacionada por el R_p por la siguiente ecuación:

$$\bar{E}_z = \bar{E}_0 \left(1 - \frac{z}{R_p}\right) \quad (15)$$

Tabla 3.3. Parámetros de PDDs para haces de electrones de diferentes energías (Podgorsak 2005).

Energía (MeV)	R_{90} (cm)	R_{80} (cm)	R_{50} (cm)	R_p (cm)	\bar{E}_0 (MeV)	Dosis superficial (%)
6	1.7	1.8	2.2	2.9	5.6	81
8	2.4	2.6	3.0	4.0	7.2	83
10	3.1	3.3	3.9	4.8	9.2	86
12	3.7	4.1	4.8	6.0	11.3	90
15	4.7	5.2	6.1	7.5	14.0	92
18	5.5	5.9	7.3	9.1	17.4	96

Cuando se usan diodos en las mediciones de PDDs, la señal del diodo representa la dosis directamente, porque la relación del poder de frenado agua-silicio es esencialmente independiente de la energía del electrón y, por lo tanto, de la profundidad.

Si se utiliza una cámara de ionización en la determinación de PDDs para haces de electrones, las medidas de la distribución de ionización a profundidad deben convertirse a una distribución de dosis a profundidad utilizando las relaciones de poder de frenado apropiadas agua-aire (sección 3.5.4).

3.2.8 Perfiles de dosis

En la Figura 3.4 se muestra un perfil de dosis típico para un haz de electrones de 6 MeV con un campo de $25 \times 25 \text{ cm}^2$. Relación fuera del eje (OAR; *off-axis ratio*) es la dosis en cualquier punto en un plano perpendicular a la dirección del haz con respecto a la dosis en el eje central. Un gráfica de un OAR contra la distancia del el eje central se conoce como un perfil de dosis.

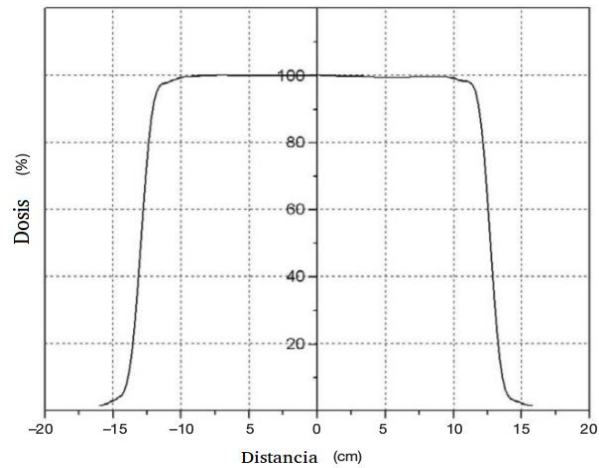


Figura 3.4. Perfil de dosis para una haz de electrones de 12 MeV y un tamaño de campo de $25 \times 25 \text{ cm}^2$.

3.2.9 Aplicadores o conos para electrones

Normalmente los colimadores en un haz de fotones en el linac están demasiado lejos del paciente para ser efectivos en la configuración del campo para una terapia con electrones. Después de pasar a través de la lámina de dispersión, los electrones se dispersan suficientemente con los otros componentes de la cabeza del acelerador, y en el aire que hay entre la ventana de salida y el paciente, para crear una penumbra clínicamente inaceptable.

Los aplicadores o conos de un haz de electrones generalmente se utilizan para colimar el haz y se unen a la cabeza de la unidad de tratamiento, de modo que el campo de electrones se define a distancias tan pequeñas como 5 cm del paciente. Se disponen de varios conos, generalmente en tamaños de campo cuadrado que van desde $5 \times 5 \text{ cm}^2$ hasta $25 \times 25 \text{ cm}^2$.

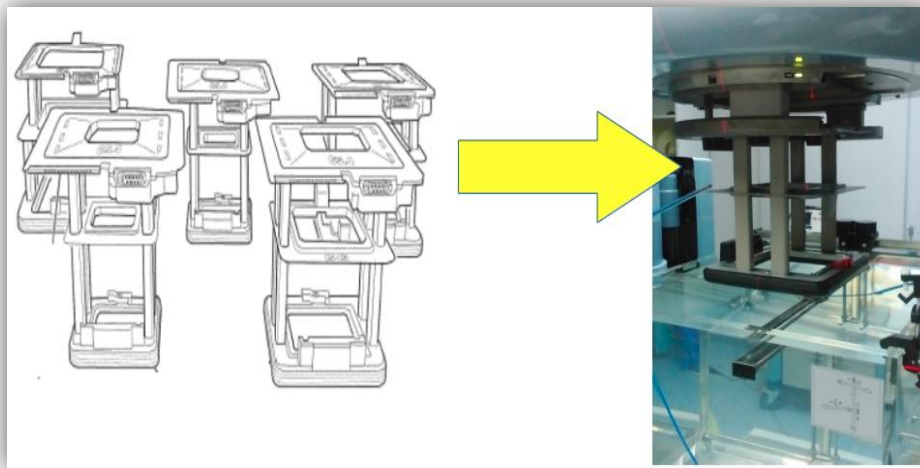


Figura 3.5. Cono para electrones montado en un acelerador Varian 2300 CL.

3.3 Métodos Monte Carlo para el transporte de radiación y cálculos de dosis

Calcular la distribución de dosis dentro de un paciente con buena precisión es una tarea difícil. La dosis administrada a un paciente por un haz de electrones clínico debe estar dentro del 5% de la dosis prescrita (ICRU, Report No. 21, ICRU, Report No. 24, ICRU, Report No. 42). Este 5% incluye todas las incertidumbres asociadas con el tratamiento de radioterapia, como calibración de la máquina, incertidumbres relacionadas con el movimiento del paciente durante el tratamiento, incertidumbres relacionadas con el sistema de planificación de tratamientos para el cálculo de dosis. En los últimos años (Fix *et al* 2010, Fix *et al* 2013), se ha realizado un trabajo importante para obtener mejores algoritmos en los TPS con electrones para calcular con precisión el depósito de dosis en un paciente con una discrepancia mínima en las mediciones.

Existen varios métodos para calcular la dosis en radioterapia, como el algoritmo de haz de lápiz (*pencil beam algorithm*), el algoritmo de superposición-convolución y las técnicas de Monte Carlo.

En el algoritmo de haz de lápiz un haz de electrones se modela como una colección de 'puntas de lápices' dirigidos hacia adelante después del dispositivo de colimación del acelerador. Los haces de electrones en los planos subsiguientes se redistribuyen para formar una distribución gaussiana debido a la dispersión en el medio y el aire.

En el algoritmo de superposición-convolución, la energía total liberada por unidad de masa se convoluciona con los núcleos que se encuentran dentro algoritmo, formando una base de datos en los medios homogéneos de diferentes densidades, para obtener la distribución de la dosis.

El método Monte Carlo (MC) es un método de simulación estadística basado en un muestreo aleatorio. Para problemas de transporte de radiación, esta técnica simula las trayectorias de partículas individuales al tomar muestras de cantidades apropiadas de las distribuciones de probabilidad que rigen los procesos físicos individuales, utilizando números aleatorios generados por la máquina. La técnica MC es el método más preciso para el cálculo de la dosis en los TPS en radioterapia y es capaz, en principio, de calcular con precisión la dosis en casi todas las circunstancias.

3.3.1 Descripción del algoritmo para haces de electrones

Los métodos Monte Carlo (MC) son ampliamente utilizados en física médica para modelar haces de fotones y electrones en aceleradores lineales y para el cálculos de dosis en radioterapia (Rogers 2006, Chetty *et al* 2007). Se sabe que las técnicas de MC producen distribuciones de dosis precisas para el paciente, especialmente en y cerca de regiones de heterogeneidades, y para irregularidades superficiales. Los avances en los algoritmos de cálculo de dosis de MC, junto con el aumento de la velocidad de procesamiento de las computadoras, han hecho que la velocidad de cálculo de MC sea aceptable para la planificación del tratamiento en haces de electrones. Una de las herramientas comercial es el algoritmo de cálculo de dosis para electrones MC (eMC), incluido en el sistema de planificación de tratamiento Eclipse (Varian Medical Systems) que se basa en el método MMC (Neuenschwander y Born 1992, Neuenschwander *et al* 1995). Varios estudios demuestran que eMC puede predecir la distribución de dosis para haces de electrones de alta energía con alta precisión (Fix *et al* 2013, Chamberland *et al* 2015).

El algoritmo eMC implementado en Eclipse (versión 13.6) consiste en dos modelos: 1) Un modelo de espacio fase inicial, que describe los electrones y fotones que emergen de la cabeza del acelerador lineal (Janssen *et al* 2001, Fix *et al* 2013), y 2) Un modelo de transporte basado en MMC que simula el transporte de electrones calculando el depósito de dosis en cada punto.

3.3.2 Modelo del haz

El modelo de haces de electrones para eMC utiliza conos de hasta $25 \times 25 \text{ cm}^2$ y consiste en 4 fuentes secundarias ilustradas en la figura 3.6: una "fuente principal de electrones" y una "fuente principal de fotones" que representan electrones y fotones procedentes de la lámina de dispersión (sub-fuente 1), una "fuente por borde de electrones" que representa los electrones producidos en los bordes de las colimaciones del cono o inserto (sub-fuente 2), una "fuente de fotones transmitidos" a través de la última colimación del cono o inserto (sub-fuente 3) y una "fuente lineal" para modelar la radiación dispersa en la cabeza del acelerador por los electrones y fotones (sub-fuente 4).

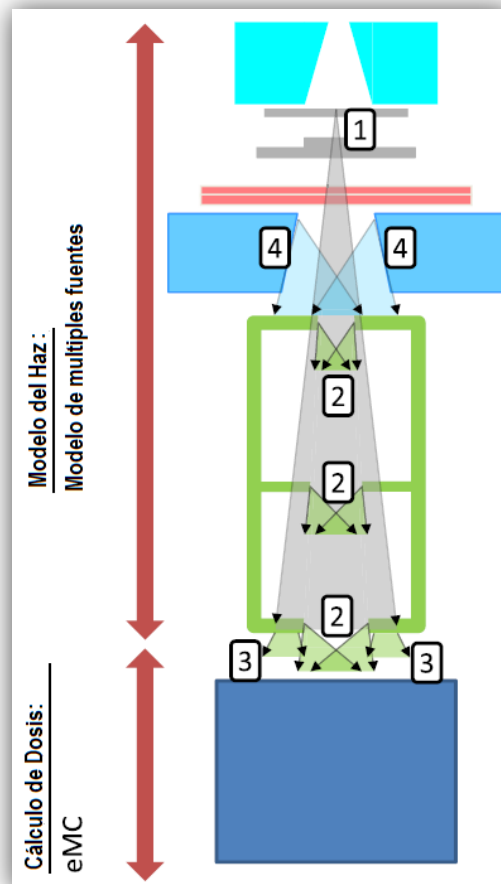


Figura 3.6. Descripción esquemática de eMC. La parte superior muestra las diferentes partes del acelerador lineal: colimador primario, primera lámina de dispersión, segunda lámina de dispersión, cámara de medición de UM, mandíbulas del colimador secundario y cono (de arriba a abajo); y las fuentes del modelo de haz: (1) la fuente principal de electrones y la fuente principal de fotones, (2) la fuente de electrones por borde, (3) la fuente de transmisión de fotones; (4) la fuente lineal de electrones y fotones. En la parte inferior se ilustra un maniquí de agua (Fix *et al* 2013).

Para el comisionamiento del modelo de haz para electrones, se necesitan las siguientes medidas con el ángulo del gantry y ángulo del colimador establecidos en cero. La distancia entre la fuente y la superficie (SSD), se mide desde una posición de fuente nominal a 100 cm por encima del isocentro del acelerador:

- Perfiles de dosis in-linea y cross-linea en aire, $p_x(x)$ y $p_y(y)$ respectivamente, con mandíbulas del colimador secundarias a $40 \times 40 \text{ cm}^2$ a un SDD de 95 cm (uno por cada energía disponible sin cono aplicador).
- Curvas de porcentaje dosis a profundidad en unidades de cGy/UM en agua a una SSD de 100 cm, con mandíbulas del colimador secundarias a $40 \times 40 \text{ cm}^2$ (una por cada energía sin cono aplicador).
- Perfiles de dosis in-linea y cross-linea en aire, $a_x(x)$ y $a_y(y)$ respectivamente, con mandíbulas del colimador secundarias a un tamaño de campo para utilizar los diferentes conos aplicadores a un SDD de 95 cm (uno por cada configuración de energía y mandíbula, pero sin el cono aplicador en su lugar). Estas medidas son opcionales en la configuración del algoritmo eMC.
- Curvas de porcentaje de dosis a profundidad en unidades de cGy/UM en agua a una SSD de 100 cm (una por cada energía y cono aplicador).

La "**fente principal de electrones**" y la "fente principal de fotones" son fuentes puntuales situadas a 90 cm por encima del isocentro, aproximadamente al nivel de la lámina de dispersión primaria. El punto de partida de las historias de los electrones para el cálculo de dosis se muestrea a partir de una función de fluencia bidimensional. Esta función de fluencia está determinada por dos conjuntos de perfiles en aire medidos $p_x(x)$, $p_y(y)$, $a_x(x)$ y $a_y(y)$. Los perfiles medidos $p_x(x)$, $p_y(y)$ con mandíbulas de colimador secundarias establecidas en $40 \times 40 \text{ cm}^2$, se utilizan para determinar la función radial $f_r(r)$ de la fluencia:

$$f_r(r) = \frac{p_x(r) + p_x(-r) + p_y(r) + p_y(-r)}{4} \quad (16)$$

Como el ancho de estos perfiles es mayor que la longitud de las diagonales para el aplicador más grande utilizado ($25 \times 25 \text{ cm}^2$), esta función radial cubre la fluencia en las esquinas del campo. Los perfiles en aire específicos para cada aplicador $a_x(x)$ y $a_y(y)$ se utilizan para tener en cuenta las características específicas de los ajustes de la mandíbula en la fluencia:

$$g_x(x) = \frac{a_x(x)}{f_r(|x|)} \quad (17)$$

$$g_y(y) = \frac{a_y(y)}{f_r(|y|)} \quad (18)$$

Finalmente, la función de fluencia bidimensional $f(x, y)$ es entonces:

$$f(x, y) = f_r(\sqrt{x^2 + y^2}) g_x(x) g_y(y) \quad (19)$$

El rango de las variables x y y son dados por las medidas.

La "**fente de electrones por borde**" representa los electrones producidos en los bordes del cono superior, medio y el inserto del aplicador (más bajo). Esta fuente consta de dos partes.

La primera parte es una fuente lineal a lo largo del borde del cono por su cara superior y representa los electrones que provienen del lado interno del cono, y que son producidos por los electrones de la fuente principal de electrones que ingresan en la cara superior. La segunda parte toma en cuenta los electrones que provienen del lado interno del cono y del inserto que son producidos por los electrones de la fuente principal de electrones que inciden en el material. Los electrones de esta fuente por borde se muestrean mediante el uso de cálculos con EGSnrc. Estos cálculos se determinan simulando el transporte de radiación de los electrones que inciden en el borde del cono para una variedad de energías y direcciones de los electrones entrantes.

La **"fuente de transmisión de fotones "** se encuentra en el plano inferior del cono y consta de tres partes. La primera parte incluye los fotones producidos por electrones de la fuente principal de electrones en el cono. La segunda parte incluye los fotones que atraviesan el material sin ninguna interacción. La tercera parte tiene en cuenta los fotones producidos por la fuente principal de fotones.

La **"fuente lineal de electrones y fotones"** representa la dispersión de electrones y fotones en la cabeza del acelerador. Para cada colimador secundario se define una fuente lineal para electrones y fotones. El origen de la fuente lineal se encuentra a lo largo del segmento de línea horizontal ubicado en el centro del lado interno de las mandíbulas. El ancho de este segmento corresponde a la configuración de las mandíbulas aplicada para el aplicador considerado.

Por lo tanto, todos los cálculos realizados por el TPS toman en cuenta la contribución de todas las fuentes, y a la vez estos cálculos se basan en mediciones que se realizan para cada acelerador.

3.3.3 Transporte de radiación por Monte Carlo

Las técnicas de Monte Carlo (MC) se han utilizado en diversas ramas de la radioterapia (I. Chetty *et al* 2007), desde la simulación de equipos de radioterapia hasta el cálculo de la dosis en diversas geometrías. Para la simulación de las partículas de fotones y electrones se debe aplicar la física del transporte para el modelado, que requiere del conocimiento de las interacciones de la partícula con la materia, la probabilidad de cada interacción y otros aspectos relacionados. Cuando un electrón atraviesa la materia, interactúa con los electrones y los núcleos del medio y comienza a perder energía a medida que penetra en el medio.

Un electrón, en realidad, experimenta una gran cantidad de interacciones elásticas e inelásticas y no es posible simular explícitamente cada colisión de electrones. Por lo tanto, en los cálculos de MC, las colisiones inelásticas se agrupan en un proceso discreto, con pérdida de energía continua (simulación de historia condensada, figura 3.7). En un proceso discreto (colisiones duras), las partículas secundarias se producen con una energía superior a un umbral definido por el usuario. La energía de los electrones se deposita en el medio circundante continuamente entre las colisiones duras. Las colisiones elásticas se describen por los cambios en la dirección después de cada paso de electrones.

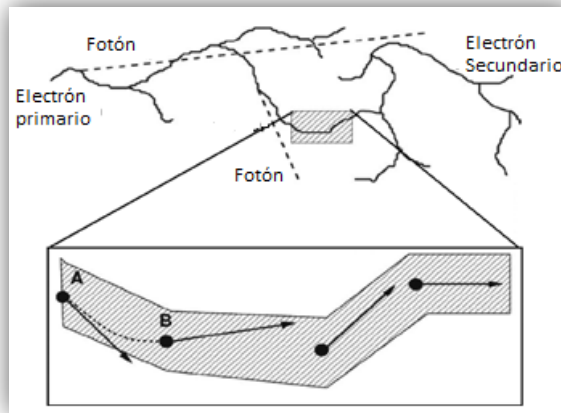


Figura 3.7. Ilustración del algoritmo de historia condensada. El camino del electrón (línea continua) incluye muchos electrones secundarios y fotones (línea punteada). El camino de electrones en la caja sombreada se simula con un algoritmo de historia condensada. La posición inicial y final del electrón en un paso son A y B, que incluyen la dispersión del electrón en el medio. Sin embargo, la implementación de historia condensada no proporciona información sobre cómo la partícula va de A a B. La línea punteada curva que conecta A y B es una representación más realista de la trayectoria que una línea recta de A a B. (I. Chetty *et al* 2007).

Las partículas en los cálculos de MC se transportan hasta que alcanzan un límite de energía definido por el usuario (por ejemplo, 0.01 MeV para los fotones y 0.2 MeV para los electrones). A través de una gran cantidad de simulaciones (historias) se puede calcular la energía depositada.

En cuanto a la naturaleza estadística de los cálculos de MC, cada parámetro calculado está sujeto a incertidumbres estadísticas y se puede reducir la incertidumbre con un mayor número de historias (Neunschwander *et al* 1995). Existen técnicas que reducen el tiempo de simulación de las partículas y mejora la velocidad del código. Estas técnicas (una de las cuales se hablara en la siguiente sección) son elementos importantes de cualquier código MC y pueden ser diferentes para diversas aplicaciones y geometrías.

Un código MC de propósito general debería considerar todos los aspectos del transporte de electrones y fotones, y debería ser capaz de producir resultados precisos en un espectro heterogéneo. Se han desarrollado varios códigos MC de propósito general para el cálculo del transporte de radiación, que se usan en medicina, tales como, EGS4, (W. R. Nelson *et al* 1985) EGSnrc, (I. Kawrakow *et al* 2000) MCNP, (J. F. Briesmeister *et al* 2000) y GEANT. (S. Agostinelli *et al* 2003). Los códigos MC para la simulación de aceleradores lineales y el cálculo de la dosis en el paciente son BEAMnrc (D. W. Rogers *et al* 2004) y DOSXYZnrc, (B. R. Walters *et al* 2005) que se basan en EGS4 / EGSnrc.

EGSnrc/BEAMnrc/DOSXYZnrc son algunos de los paquetes más utilizados en radioterapia. EGSnrc es una versión del programa Electron Gamma Shower 4 (EGS4) y se ha aplicado a todas las áreas de protección radiológica, dosimetría y física médica, y se ha validado ampliamente. BEAMnrc se utiliza para simular muchos tipos de fuentes de radioterapia y aceleradores clínicos. BEAMnrc puede producir una salida del espacio fase del haz (incluida la energía, la carga, la posición y la dirección) en cualquier geometría especificada. DOSXYZnrc está diseñado para cálculos de dosis en geometrías 3D. Los datos de salida calculados por BEAMnrc se pueden usar como un archivo de entrada para DOSXYZnrc. Los

tres códigos (EGSnrc/BEAMnrc/DOSXYZnrc) pueden ejecutarse bajo los sistemas operativos UNIX o Windows.

3.3.4 Transporte del electrón esfera por esfera

Macro Monte Carlo (MMC) es uno de los primeros códigos rápidos de MC (Neuenschwander *et al* 1992). El código MMC fue desarrollado para aplicar las técnicas MC de manera más eficiente. MMC realiza el transporte de partículas en pasos macroscópicos, es decir, en esferas por esferas, como se ilustra en la figura 3.7. Las características del electrón después de cada esfera se determinan a partir de la base de datos precalculadas.

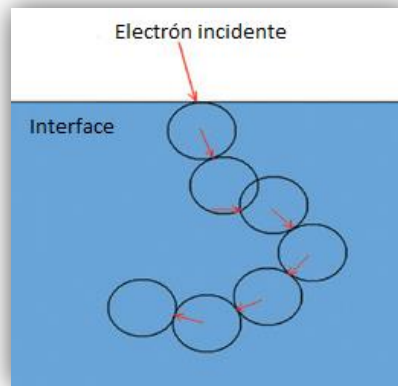


Figura 3.8. Transporte de electrones en MMC. La dirección de un electrón después de cada paso esférico se indica mediante flechas y se determina mediante el uso de datos precalculados. (Hogstrom *et al* 2006).

3.3.5 Macro Monte Carlo (MMC) para el cálculo de dosis por electrones

El algoritmo para electrones Monte Carlo (eMC) es una implementación del método Monte Carlo designado para el cálculo de la distribución de dosis para haces de electrones de alta energía (en MeV). El algoritmo eMC consiste en dos modelos:

- Un modelo de transporte. Método MMC para el transporte de electrones y el cálculo de dosis que se deposita a lo largo de la trayectoria de la partícula.
- Un modelo de la fuente del haz de electrones, que describe los electrones y fotones que emergen de la cabeza del acelerador lineal.

El algoritmo eMC usa materiales específicos durante el transporte de la partícula en el medio y cuando se deposita la dosis en dosis.

3.3.6 Modelo de transporte para eMC

El modelo de transporte del algoritmo eMC es el método MMC. Básicamente es un método MC que va primero de cálculos locales y después a cálculos globales, el método procede en dos pasos:

1. Simulaciones convencionales MC para el transporte de electrones son realizadas en una bien definida geometría local. Los resultados de estos cálculos son almacenados y utilizados como fuente para funciones de distribución de probabilidad (PDFs) de partículas que emergen de la

geometría. Los PDFs son calculados solo una vez para una variedad de materiales y energías relevantes en la clínica.

2. Posteriormente los cálculos MC son realizados en una geometría global. Partículas son transportadas a través del volumen de la información proporcionada por la Tomografía Computarizada (CT) en pasos macroscópicos basados en los PDFs generados en los cálculos locales.

3.3.7 Cálculos en la geometría local

Generación de funciones de probabilidad

Los datos precalculados son generados por EGS4, el cual un electrón incide en la superficie de la esfera macroscópica. La geometría del electrón incidente y la esfera se ilustra en la figura 3.9. Los parámetros iniciales para la generación de datos precalculados son el radio de la esfera, la densidad del material, y la energía incidente del electrón.

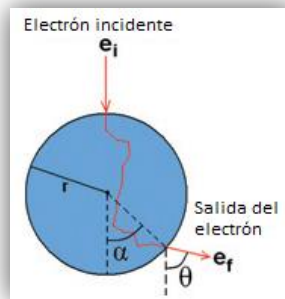


Figura 3.9. La geometría del electrón incidente y diversos parámetros utilizados para la base de datos de MMC. (Hogstrom *et al* 2006).

Algoritmo adaptable de tamaño de paso: La base de datos de MMC contenía un tamaño de esfera única de $r = 0.2$ cm. Para desarrollar un algoritmo de tamaño de paso adaptativo, la base de datos tuvo que expandirse para incluir datos para diferentes tamaños de esfera. En la nueva versión, se usaron cinco tamaños de esfera diferentes para la generación de datos pre-calculados (0.1, 0.2, 0.3, 0.4 y 0.6 cm). El tamaño de las esferas tenía que ser inferior a 6 mm, ya que el tamaño mayor de la esfera producía errores grandes en la región de la interface entre los medios. La base de datos MMC resultante requirió 200 kb de memoria.

Proceso previo del volumen absorbente: Para usar varios tamaños de esfera en cada paso, se debe calcular la distancia del electrón desde el límite más cercano. Este cálculo consume mucho tiempo y es por esto que se desarrolla un algoritmo que permite la determinación de los tamaños de esfera y la densidad promedio en cada vóxel del espectro de CT, mediante el preprocesamiento de todo el volumen de CT, antes de la simulación de MMC. Para este propósito, primero el volumen de CT se convierte a un volumen de densidad con una resolución definida por el usuario (0.1-0.2 cm) mediante la aplicación de CT a factores de conversión de densidad.

En el segundo paso, el volumen de densidad resultante se escanea en busca de heterogeneidades. Se asigna un tamaño de esfera a cada vóxel, con un volumen que corresponde al radio máximo de la esfera que se puede colocar en el centro del vóxel, sin alcanzar los otros materiales. Este proceso da como resultado pequeños tamaños de esfera cerca de las interfaces de diferentes materiales, y grandes esferas hasta el punto, a una gran distancia de las interfaces. La interfaz se define entre los vóxeles en los que la relación de

densidades es mayor que 1.5. En la figura 3.10 se ilustra un ejemplo de un maniquí de cabeza preprocesado. La importancia de esta técnica es que también se puede usar una idea similar para el transporte rápido de partículas en otros códigos MC.

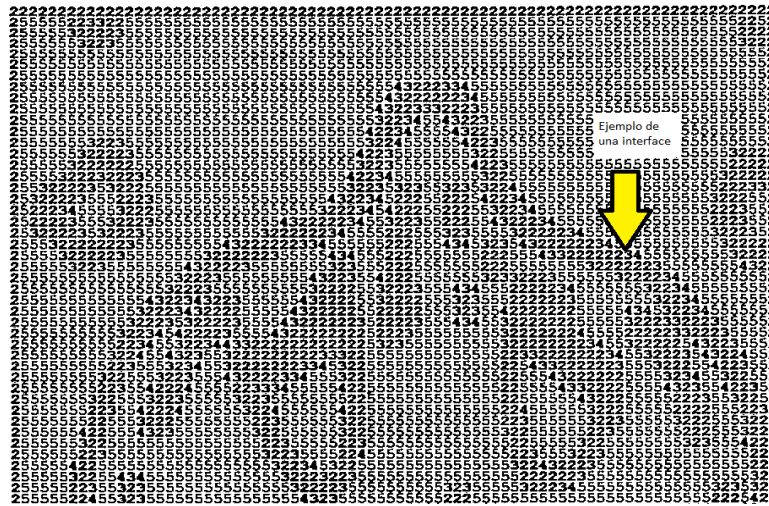


Figura 3.10. Una porción de CT preprocesada de la cabeza del maniquí. La resolución de los vóxeles es de 2 mm en cada dirección. Los números ilustran el tamaño de la esfera que se puede usar para ese vóxel sin cruzar las interfaces. El número, dos, está relacionado con el tamaño de las esferas más pequeñas, 2 mm. (Neunschwander *et al* 1995).

Algoritmo de transporte: En la figura 3.11 se muestra una ilustración de un algoritmo adaptable para el tamaño de paso. Usando el volumen pre-procesado, el tamaño de paso del electrón en cada vóxel ya está disponible. El centro de la esfera se coloca a la distancia de un radio del tamaño de una esfera máxima permitida en la posición actual del electrón. La dirección del movimiento se determina desde la dirección del electrón que sale de la esfera anterior.

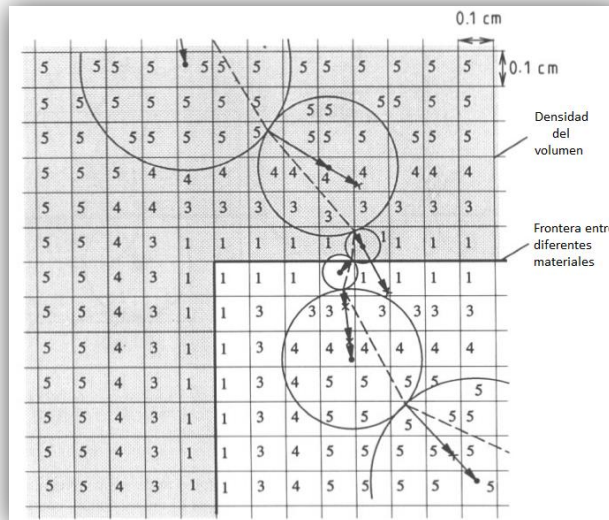


Figura 3.11. Transporte del electrón usando el algoritmo adaptable de tamaño de paso. Las flechas ilustran la dirección del electrón primario que sale de la esfera y la línea punteada ilustra el camino del electrón. La posición de las esferas está determinada por el número del

vóxel (que representa el tamaño de la esfera) y la dirección del electrón primario emergente desde la superficie de la esfera anterior. (Neunschwander *et al* 1995).

La energía del electrón primario se deposita a lo largo de una línea punteada desde el punto en que los electrones entran en la esfera hasta el punto de salida, como se ilustra en la figura 3.11.

Para diversos materiales y energías, los siguientes parámetros se almacenan en la base de datos:

1. La distribución del ángulo de dispersión (θ en la figura 3.9) y el ángulo del electrón primario que sale (α). El ángulo α determina técnicamente la posición de salida de los electrones primarios. En el conjunto almacenado, la probabilidad de salida de cada electrón y los ángulos medios (θ , α) se guardan como una función de densidad
2. Distribución de energía del electrón primario que sale (e_f en la Figura 3.9). El rango posible de e_f (que es de 0 a la energía del electrón primario) y la probabilidad se guarda en una función de energía.
3. Probabilidad de absorción del electrón primario en la esfera. Esta probabilidad se calcula dividiendo el número de electrones primarios que salen por la cantidad total de electrones primarios incidentes.
4. Probabilidad de que la 'energía transferida' ($e_i - e_f$) se deposite en una esfera o se transfiera a un electrón secundario o fotón secundario.
5. Algunos otros parámetros necesarios para el transporte completo de la partícula también se guardan. Estos incluyen el rango de los electrones secundarios que salen con la Aproximación de Disminución Continua (rango CSDA). Los electrones secundarios en MMC no se transportan explícitamente y la energía se deposita de acuerdo con la aproximación de CSDA.

Los datos precalculados se generaron para diferentes materiales, como pulmón ($\rho = 0.3 \text{ g/cm}^3$), agua ($\rho = 1 \text{ g/cm}^3$), Lucite ($\rho = 1.19 \text{ g/cm}^3$), material de hueso sólido de un maniquí ($\rho = 1.84 \text{ g/cm}^3$) y aire ($\rho = 0.0012 \text{ g/cm}^3$).

Los límites de energía se establecieron en 190 keV para electrones y 100 keV para fotones. Para cada material, las simulaciones se realizaron usando un rango de energía de 0.2-25 MeV (0.2, 0.4, 0.6, 0.8, 1, 1.5, 2, 3, ..., 24, 25 MeV). Para una incertidumbre estadística del 1% en los parámetros de electrones primarios en MMC, y se simularon 30000 electrones para cada esfera (con diversas energías y materiales).

El depósito de energía de los electrones primarios en MMC es el siguiente: El electrón con la energía más grande que abandona la esfera se define como el electrón primario. La pérdida de energía se deposita a lo largo de una línea recta entre la entrada y la posición de salida dentro de la esfera, posteriormente se toma en cuenta para el paso siguiente. El depósito de energía del electrón primario $E_{dep_i}^p$ en la vóxel i a lo largo de esta trayectoria se determina de acuerdo con:

$$E_{dep_i}^p = \frac{E_{dep}^p}{l} \cdot \Delta l_i \cdot SPR_k^i \quad (20)$$

Donde E_{dep}^p es la energía del electrón primario, l es la longitud total de la trayectoria, Δl_i es la longitud del recorrido del electrón dentro del vóxel i y SPR_k^i es la razón de poder de frenado del vóxel al material de la esfera.

Un electrón secundario y un fotón secundario se generan en cada macropaso. Para lograr la conservación de energía, en promedio, se introduce un factor de peso. Este factor de peso para la partícula secundaria $w(E)$ se determina por medio de la probabilidad de que se cree una partícula secundaria durante la simulación local.

$$w(E) = \frac{N_s(E)}{N_p(E)} \quad (21)$$

Donde $N_s(E)$ es el número de partículas secundarias que se producen en la simulación con energías incidentes $N_p(E)$.

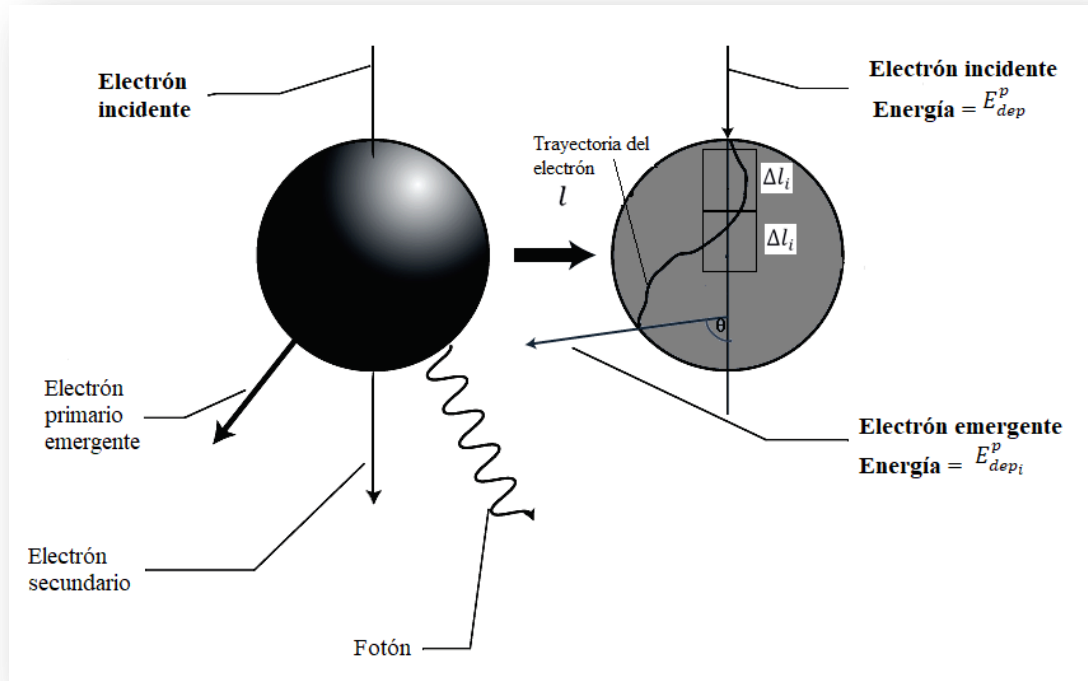


Figura 3.12. Geometría local utilizada en el algoritmo MMC (Eclipse Photon and Electron Algorithms Reference Guide, 2015).

3.4 Índice Gamma

El índice gamma (γ) es una de las métricas más utilizadas para la verificación en radioterapia, esto porque combina la diferencia en la dosis y distancia, la cual proporciona los medios para un análisis eficiente que es particularmente importante en un entorno clínico. Su popularidad se puede ver en la cantidad de veces que se ha utilizado en la literatura científica. En la base de datos de citas de Elsevier Scopus se encontró que el documento original (Low *et al* 1998) ha sido citado 1088 veces en la literatura desde que se publicó, a partir de enero de 2017. De estos, hubo 978 artículos de investigación originales, el resto se compone de 81 actas de conferencias, 20 documentos de revisión y el resto como capítulos de libros, cartas o editoriales.

3.4.1 Definición del índice gamma

El índice gamma combina la diferencia de dosis y la diferencia de distancia para calcular una métrica adimensional para cada punto en la distribución evaluada. La distribución de la dosis de referencia generalmente se toma como el 'estándar de oro', por ejemplo, podría ser la distribución de dosis que se ha medido. En teoría, la distribución podría ser un único punto (por ejemplo, medición de la cámara de ionización), 1D (por ejemplo, un perfil de línea), 2D (por ejemplo, medición de película) o 3D (por ejemplo, dosimetría en gel, simulación Monte Carlo). La distribución de dosis evaluada es lo que se compara. En la mayoría de los casos, esta será la distribución de dosis del TPS pronosticada que se está verificando para determinar la precisión en el modelado de la dosis administrada.

3.4.2 Formalismo del índice gamma

La γ se calcula en función de encontrar la distancia euclidiana mínima para cada punto de referencia, figura 3.13. Para cada punto de referencia en la distribución de dosis, se calcula contra cada punto en la distribución evaluada:

- 1- La distancia entre el punto de referencia al punto evaluado:

$$\Delta r(\mathbf{r}_R, \mathbf{r}_E) = \sqrt{r_R^2 + r_E^2} \quad (22)$$

Donde \mathbf{r}_R es el punto de referencia y \mathbf{r}_E es el punto evaluado.

- 2- La diferencia entre el punto de referencia al punto evaluado:

$$\Delta D(r_R, r_E) = D_E(r_E) - D_R(r_R) \quad (23)$$

Donde $D_E(r_E)$ es la dosis en un punto en la distribución de dosis evaluada, \mathbf{r}_E , y $D_R(r_R)$ es la dosis del punto de referencia.

Luego, para cada punto en la distribución evaluada, se realiza:

$$\Gamma = \sqrt{\frac{\Delta r^2(r_R, r_E)}{\delta r^2} + \frac{\Delta D^2(r_R, r_E)}{\delta D^2}} \quad (24)$$

Donde δr es el criterio de diferencia en la distancia y δD es el criterio de diferencia en la dosis. Criterios: δD = Valor en % y δr = Valor en distancia (por ejemplo en mm)

La γ se toma como el valor mínimo calculado sobre todos los puntos evaluados como se muestra en la ecuación 25:

$$\gamma = \min\{\Gamma(r_R, r_E)\} \text{ Para todo } \{r_E\} \quad (25)$$

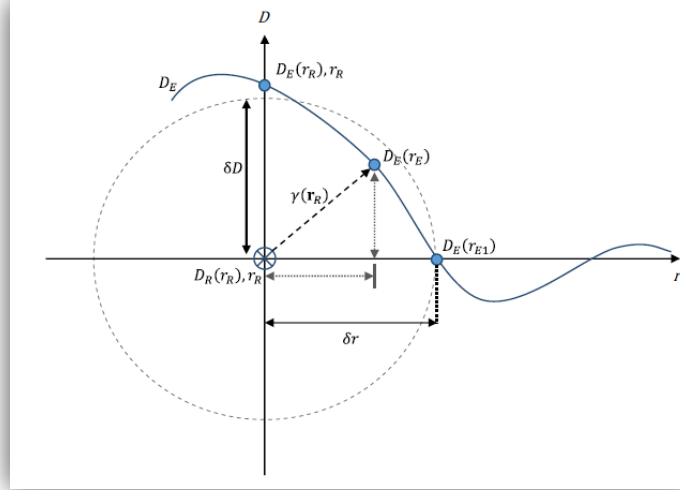


Figura 3.13. Representación esquemática del método del índice gamma en 1D. (Hussein *et al* 2017).

Los criterios δr y δD forman un elipsoide alrededor del punto de referencia como se muestra en la figura 3.13. Si un punto evaluado está ubicado dentro de este, entonces el punto de referencia pasará ya que γ será ≤ 1 . Para la nomenclatura, la forma estándar de informar los criterios de aprobación es por medio $\delta D(\%)/\delta r(mm)$. El criterio de aprobación más común utilizado es 3%/3 mm, que originalmente se recomendó en el trabajo de Low *et al* 1998. El índice γ se desarrolló originalmente para comparar los datos medidos del haz del tanque de agua con un algoritmo del sistema de planificación del tratamiento.

3.4.3 Cálculos globales y locales de γ

Por lo general, los cálculos γ se clasifican en dos tipos diferentes: local y global. El contraste entre los dos tipos es la forma en que se calcula la diferencia de dosis. Para un γ local, se usa la ecuación 23 da la definición para una diferencia de dosis local. Para gamma global, la ecuación 23 tiene que ser modificado para convertirse en la ecuación 26:

$$\Delta D(r_R, r_E) = \frac{D_E(r_E) - D_R(r_R)}{D_{norm}} \quad (26)$$

Donde D_{norm} es un valor de dosis de normalización que se puede definir como cualquier valor, por ejemplo, como la dosis máxima dentro de la distribución de dosis de referencia o un punto seleccionado en una región de baja gradiente de dosis alta. Los dos tipos de γ tienen ventajas y desventajas. La γ local tenderá a resaltar fallas en regiones de alta dosis de gradiente y en regiones de baja dosis, mientras que la γ global tenderá a enmascarar estos errores pero mostrará los errores dentro de las regiones de dosis más altas dentro de la distribución de dosis. La elección del cálculo γ dependerá de las necesidades de la prueba. La

mayoría de los trabajos publicados informan con el γ global, aunque se debe tener cuidado al interpretar los resultados, ya que a menudo no se define cuál es el utilizado.

3.5 Mediciones de dosis con cámaras de ionización

La medición y el cálculo de la dosis absorbida, fluencia, KERMA en aire, la dosis equivalente o cualquier otra cantidad relacionada se conoce como dosimetría de radiación. Las mediciones dosimétricas se realizan con dispositivos llamados dosímetros de radiación. No hay una única técnica universal o dosímetro de radiación aplicable para todas las mediciones posibles de haces de fotones o electrones.

Hay dos tipos de dosímetros: dosímetros absolutos, capaces de determinar la dosis directamente sin requerir calibración en un campo conocido de radiación, y dosímetros relativos que requieren un campo de radiación conocido como referencia. Las cámaras de ionización se pueden usar como dosímetros relativos o absolutos y son los dosímetros utilizados más comúnmente para fotones y haces de electrones. Existen dos diferentes diseños: cilíndricos (o dedal) y de plano paralelas (o de ventana). En general, las cámaras de ionización cilíndricas se utilizan principalmente para haces de fotones y haces de electrones de alta energía, mientras que las cámaras plano paralelas se recomiendan para todas las energías de los haces, y son obligatorias para energías menores de 10 MeV (TRS-398). El principio y el diseño de una cámara de ionización cilíndrica se basa en el hecho de que un electrodo central recogerá los iones producidos como resultado de las interacciones entre las moléculas de aire con los electrones primario y secundario. Las cámaras de ionización cilíndricas son generalmente una buena opción para determinar la distribución relativa de la dosis de radiación dentro de un medio, en particular a lo largo del eje central del haz. Sin embargo, para mediciones cerca de la superficie, es decir, en la región de build-up, las cámaras de plano paralela son las más adecuadas debido a su ventana de entrada delgada que produce mejores resoluciones espaciales en la dirección perpendicular al haz.

A continuación describimos las características más importantes de las diferentes cámaras de ionización que se utilizaron en este trabajo.

3.5.1 Cámara plano paralela Advanced Markus Chamber

Cualquier detector debe tener una geometría tal que, cuando se introduzca en el maniquí, perturbe lo menos posible la fluencia energética del haz de electrones en el medio, respecto de la que tendría en ausencia del detector. Si las condiciones de la perturbación que produce el detector son adecuadas, se podría aplicar la teoría de Bragg-Gray, y la dosis depositada en el maniquí en ausencia de cámara se podría relacionar con el número y característica de las partículas que penetran en el volumen útil del detector, con este propósito se diseñó la cámara plano paralela. Esta cámara presenta una forma cilíndrica, tal que el radio de la base es mayor que la altura. De esta forma, si se coloca la cámara con la base perpendicularmente a la dirección del eje de radiación del haz, se disminuye la perturbación en la cámara. En la figura 3.14 puede verse el diseño de una cámara plano paralela. La contribución de los electrones que penetra a través de las paredes es despreciable. Esto es debido a las particularidades de su diseño. Lo que hace a las cámaras plano paralela especialmente interesante para las medidas de curvas de ionización en profundidad (*percentage depth ionization*, PDI), que posteriormente se pueden transformar en curvas PDD como se explicara en la siguiente apartado. Estas cámaras son también las recomendadas para la calibración de la dosis depositada por los haces de electrones en los principales protocolos

internacionales (por ejemplo TRS-398). Sin embargo debido a su gran tamaño lateral no se usan para la medida de perfiles.

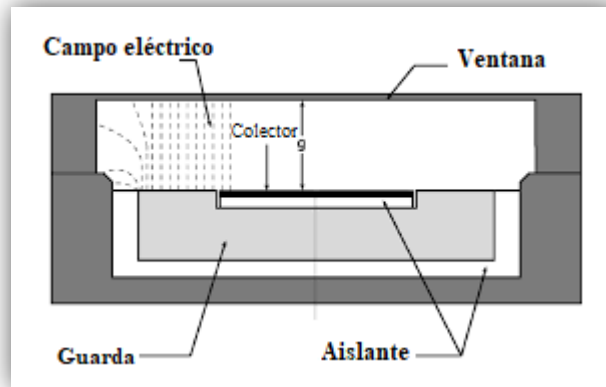


Figura 3.14. Esquema de una cámara plano paralela.

Se define el punto efectivo de medida de un detector como el lugar del detector al que se hace corresponder la medida de la dosis depositada en el maniquí, es decir, si el detector toma una medida con su punto efectivo en la coordenada x, y, z , esa medida se asociará a la ionización que produce el haz de radiación en el punto del maniquí con esas mismas coordenadas. El punto efectivo de medida de la cámara plano paralela está en el centro de la superficie de la base frontal de aire.

3.5.2 Cámara de ionización PTW Semiflex 31010

La cámara de ionización Semiflex 31010 tiene un volumen efectivo de medición de 0.125 cm^3 , y es una cámara impermeable usada para dosimetría absoluta y para distribuciones de dosis, puede ser empleada en agua o en un material sólido. La pared de la cámara está hecha de grafito con una cubierta de protección de acrílico. El volumen sensitivo es aproximadamente esférico por lo cual no presenta dependencia angular. La figura 3.15b) muestra el plano del diseño de la cámara Semiflex 31010 de PTW, en la cual se observa que las dimensiones del volumen sensitivo son 6.9 mm y 6.5 mm, en concordancia con la aproximación a un volumen esférico. La cámara de ionización Semiflex 31010 se utilizó como cámara de referencia. Una cámara de referencia es aquella que se sitúa en alguna parte del cabezal del LINAC, de forma que no interfiera en la lectura de la cámara que se utiliza para medir algún parámetro del haz en el maniquí, de esta manera se puede medir las fluctuaciones en el haz de radiación de origen y corregir así la lectura del detector principal.

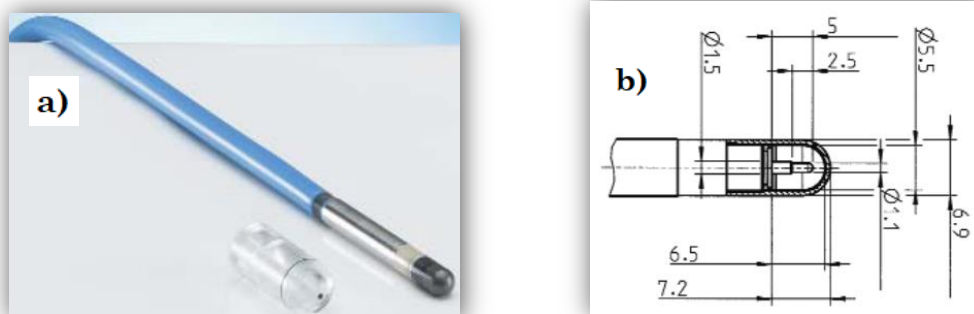


Figura 3.15. (a) Cámara de ionización Semiflex 31010 de PTW. (b) Plano de la cámara de ionización Semiflex 31010 de PTW (Physikalisch-Technische, 2015).

3.5.3 Detector diodo tipo E

Son varios los tipos de detectores de semiconductores existentes en el mercado. En este trabajo se ha utilizado un diodo tipo E de PTW, modelo 60017 serie 570. La principal característica de estos detectores es que tiene una alta sensibilidad, lo que permite reducir su tamaño, como consecuencia, la perturbación que se produce al introducirlo en un medio es mínima y se aumenta la resolución espacial, lo que los hace muy útiles para la medición de perfiles de dosis y de zona de alto gradientes de dosis. El diodo E para dosimetría tiene marcas de color rojo las cuales sirven para posicionar el detector en el haz.

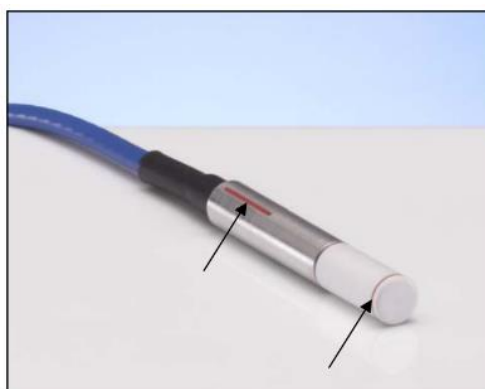


Figura 3.16. Diodo E para dosimetría T60017 (Las flechas señalan las marcas de color rojo.)

3.5.4 Mediciones de dosis a profundidad del haz de electrones.

Las técnicas de dosimetría varían para diferentes tipos de haces. Por ejemplo, la dosimetría en electrones es bastante diferente a la de los fotones. Cuando un haz de fotón ingresa en un medio, se producen electrones en varios procesos (Sección 3.1.1) y el haz tiene esencialmente el mismo espectro de energía en cualquier punto dentro del medio. Sin embargo, con un haz de electrones, la energía del electrón disminuye constantemente con la profundidad, donde el máximo se deposita cerca de la superficie y el mínimo se deposita en la profundidad cerca del alcance del electrón.

Se ha demostrado mediante la simulación Monte Carlo que la razón de poder de frenado de agua/aire, $\left(\frac{S}{\rho}\right)_{aire}^{agua}$, para haces de electrones monoenergéticos varía en función de la profundidad y, por lo tanto, como una función de la energía. Sin embargo, la razón de poder de frenado para los haces de fotones es casi constante más allá de la profundidad de la dosis máxima. Por lo tanto, determinar la dosis para un haz de electrones requiere consideraciones adicionales ya que el espectro de energía cambia con la profundidad. Usando una cámara de ionización para escanear el eje central del haz de electrones, se obtiene una curva a profundidad. Para convertirlo en una curva de dosis a profundidad de eje central, es necesario corregir los datos de ionización en cada profundidad con la razón del poder de frenado. El valor de la razón del poder de frenado para (agua/aire) puede aproximarse mediante la ecuación de Burns (Burns *et al* 1996):

$$\left(\frac{L}{\rho}\right)_{aire}^{agua}(Z, R_{50}) = \frac{a+b(\ln(R_{50}))+c(\ln(R_{50})^2)+d(\frac{Z}{R_{50}})}{1+e(\ln(R_{50}))+f(\ln(R_{50})^2)+g(\ln(R_{50})^3)+h(\frac{Z}{R_{50}})} \quad (27)$$

Donde $a = 1.0752$, $b = -0.50876$, $c = 0.088670$, $d = -0.08402$, $e = -0.42806$, $f = 0.064627$, $g = 0.003085$, $h = -0.2460$ y R_{50} y Z están en unidades de cm.

Aunque las cámaras plano-paralelas son las más adecuadas para las mediciones de dosis relativas en haces de electrones, las cámaras de ionización cilíndricas también se utilizan comúnmente para la medición de la distribución de dosis en profundidad. Las curvas de ionización a profundidad medidas deben convertirse a curvas de dosis a profundidad realizando las siguientes correcciones: (a) corrección por la razón de poder de frenado másico de agua a aire, $\left(\frac{L}{\rho}\right)_{aire}^{agua}$, como una función de la energía promedio de electrones a profundidad; y (b) corrección por reemplazo de la cámara, P_{repl} . Este factor depende tanto del diámetro de la cavidad de aire como de la energía promedio de los electrones en la profundidad de la medición.

La corrección por poder de frenados $\left(\frac{L}{\rho}\right)_{aire}^{agua}$ es función de la energía y la profundidad del haz de electrones incidente. El factor P_{repl} es función de tres efectos: (a) el efecto de dispersión, (b) el efecto de oblicuidad y (c) el desplazamiento en el punto de medición efectivo.

La siguiente ecuación para la conversión del porcentaje de ionización a profundidad, PDI, a la dosis porcentual a profundidad (PDD), en agua tiene en cuenta las correcciones anteriores:

$$PDD = PDI \times \frac{[\left(\frac{L}{\rho}\right)_{aire}^{agua} \times P_{repl}]_d}{[\left(\frac{L}{\rho}\right)_{aire}^{agua} \times P_{repl}]_{d_{m\acute{a}x}}} \quad (28)$$

Debe mencionarse que para cámaras planas, se puede considerar $P_{repl} \approx 1$. Sin embargo, aún se necesita aplicar la corrección de $\left(\frac{L}{\rho}\right)_{aire}^{agua}$ en función de la profundidad.

3.6 Maniquíes

Se denomina maniquí a un dispositivo que simula el tejido humano, es decir, que es lo más equivalente posible a este en su respuesta a la radiación (por ejemplo que tiene un Z efectivo y una densidad electrónica similar), y que puede alojar en su interior detectores de radiación para realizar medidas de caracterización del haz. El maniquí que se utilizó en éste trabajo fue el de analizador tridimensional.

3.6.1 Analizador tridimensional de haces de radiación

Está integrado por un recipiente cubico de paredes de metacrilato, cuyas aristas tienen una longitud de unos 60 cm. Este dispositivo está conectado a un depósito, del que se puede ir extrayendo agua mediante una bomba hasta alcanzar el nivel de llenado que se desea. El agua es el material recomendado para realizar las medidas de calibración de la dosis depositada para los haces de electrones en los principales protocolos (TRS-398).

El dispositivo tiene una estructura a la que se puede acoplar diferentes soportes para cada tipo de detector de radiación que haya de utilizarse y deben estar diseñados para poder sumergirse en agua. Esta estructura tiene la capacidad de moverse en las tres direcciones cartesianas. El analizador tridimensional o “maniquí de agua” está conectado a un ordenador situado afuera del bunker que permite controlar los movimientos de la cámara. En éste trabajo se utilizó el analizador MP3 PTW. Fotografía de maniquí de agua en la figura 3.17.

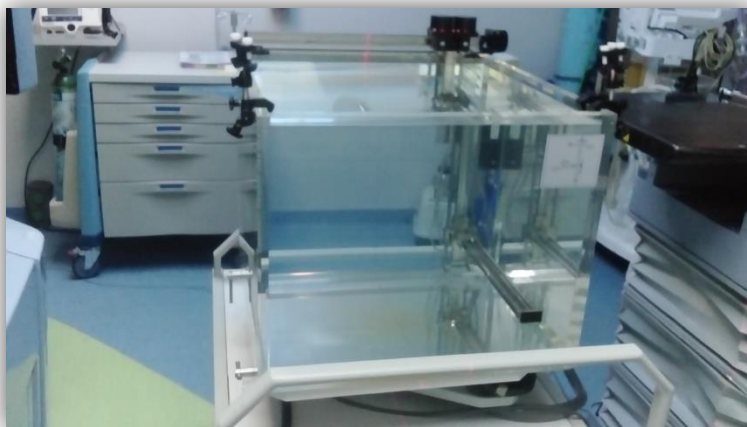


Figura 3.17. Fotografía de analizador tridimensional ó Maniquí de agua MP3 PTW.

3.7 Insertos para electrones

Los haces de electrones deben colimarse cerca de la piel del paciente a medida que los bordes del haz se vuelven menos definidos, esto es debido a que los electrones se dispersan en el aire. Para lograr tal colimación se usan protecciones (o insertos) especialmente diseñados para la terapia con electrones. El acelerador Varian 2300 CL viene con diferentes tamaños de conos aplicadores para electrones: $6 \times 6 \text{ cm}^2$, $10 \times 10 \text{ cm}^2$, $15 \times 15 \text{ cm}^2$, $20 \times 20 \text{ cm}^2$ y $25 \times 25 \text{ cm}^2$. Para

colimar aún más el haz con la forma del tumor y minimizar la dosis a los tejidos circundantes, se insertan placas de metal especializadas de diferentes tamaños y formas en el extremo del cono aplicador. Para nuestro trabajo, se usaron cinco insertos circulares con diferentes diámetros para validar eMC. Estos insertos están hechos de Cerrobend®, con un bajo punto de fusión (700° C) aleación hecha de bismuto (50%), plomo (26.7%), estaño (13.3%) y cadmio (10%). El grosor para todos los aplicadores fue de 1.5 cm.

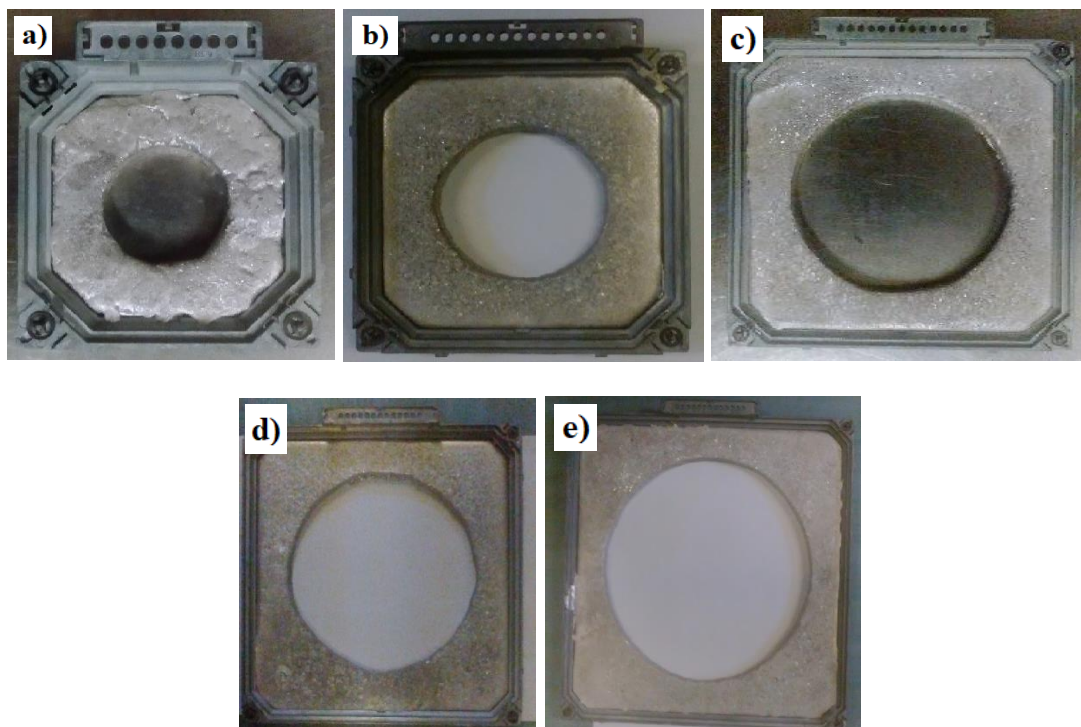


Figura 3.18. Insertos circulares utilizados para los conos del haz de electrones: **a)** Diámetro de 4 cm (tamaño de cono 6x6cm²), **b)** Diámetro de 7 cm (tamaño de cono 10x10cm²), **c)** Diámetro de 12 cm (tamaño de cono 15x15cm²), **d)** Diámetro de 16 cm (tamaño de cono 20x20cm²) y **e)** Diámetro de 21 cm (tamaño de cono 25x25cm²)

Para cada cono hay una configuración de mandíbula asociada que generalmente es más grande que el tamaño del campo definido por el cono del haz de electrones. Para todas las protecciones, curvas de dosis a profundidad porcentual se midieron en agua a lo largo del eje central del haz (es decir, en el centro de cada inserto Cerrobend®) y se midieron los perfiles a las profundidades asociadas de la dosis máxima.

Capítulo 4

4. Metodología

Antes de realizar los cálculos de las distribuciones de dosis en el TPS para este estudio, eMC requiere mediciones del haz que sirven como datos de entrada para su configuración. Las medidas con las que se configura el haz deben de estar bajo ciertas condiciones: 1) *Mediciones a campo abierto*: son medidas realizadas con las mandíbulas del colimador del linac a 40x40 cm², sin cono aplicador y para cada energía disponible. PDD en agua con una distancia fuente maniquí (DFM) de 100 cm y un perfil de dosis en aire a una DFS de 95 cm. 2) *Medidas con conos aplicadores*: medidas realizadas con cada combinación de cono y energía. PDD en agua a una DFM de 100 cm y dosis absoluta en agua expresada en [cGy/Mu] (usualmente a $d_{m\acute{a}x}$ o un punto cercano). Existen unas mediciones opcionales, las cuales se basan en tomar perfiles in-plane y cross-plane en aire a una DFM de 95 cm, con las mandíbulas en posición de acuerdo al cono aplicador pero sin el cono en su lugar. En éste trabajo eMC fue configurado con las mediciones completas.

4.1 Parámetros de entrada en la configuración del algoritmo eMC

El algoritmo eMC permite al usuario escoger varios valores diferentes en los parámetros de cálculo de dosis (Varian medical system, guía de referencia 2015). Estos parámetros y valores son:

- **Incertidumbre estadística**: Es el promedio de la desviación estándar relativa para el depósito de dosis de todos los voxeles (expresada en porcentaje) en donde se sobrepase la dosis máxima P% (P=límite de la precisión estadística y que en éste trabajo se fijó a 20%) y es calculado por la siguiente ecuación:

$$S_P = \frac{1}{N_p} \sum_{i=1}^{N_p} \sum_{j=1}^{N_p} \sum_{k=1}^{N_p} \Delta D_{ijk} \quad (\text{para toda } D_{ijk} > P\% D_{m\acute{a}x}) \quad (29)$$

Donde N_p es el número de voxeles que satisfacen la condición $D_{ijk} > P\% D_{m\acute{a}x}$. D_{ijk} es la dosis depositada en el punto (i,j,k) dentro del vóxel. $D_{m\acute{a}x}$ es la dosis máxima dentro del vóxel. ΔD_{ijk} es la desviación estándar relativa para el depósito de dosis en el punto (i,j,k). La elección de valores de 2% a 1% incrementa el número de partículas para la simulación y el tiempo incrementa.

Valores seleccionados: 1%, 2% y 3%

La desviación estándar (σ) es la medida de dispersión más común, que indica qué tan dispersos están los datos con respecto a la media (\bar{x}). La desviación estándar relativa (DER) o también llamada “coeficiente de variación” es la relación entre la desviación estándar de una muestra y su media. La DER se suele expresar en porcentaje:

$$DER = \frac{\sigma}{\bar{x}} \cdot 100\% \quad (30)$$

La DER permite comparar las dispersiones de dos distribuciones distintas. Se calcula para cada una de las distribuciones y los valores que se obtienen se comparan entre sí. La mayor dispersión corresponderá al DER mayor.

En este trabajo el DER es igual a ΔD_{ijk} , y sería:

$$\Delta D_{ijk} = \frac{1}{\bar{D}_{ijk}} \sqrt{\frac{1}{N_p - 1} \sum_{i=1}^{N_p} \sum_{j=1}^{N_p} \sum_{k=1}^{N_p} (D_{ijk} - \bar{D}_{ijk})^2} \cdot 100\% \quad (31)$$

Donde \bar{D}_{ijk} es la media de la dosis depositada en el vóxel ijk . Entonces S_p quedaría como:

$$S_p = \frac{1}{N_p} \sum_{i=1}^{N_p} \sum_{j=1}^{N_p} \sum_{k=1}^{N_p} \left[\frac{1}{\bar{D}_{ijk}} \sqrt{\frac{1}{N_p - 1} \sum_{i=1}^{N_p} \sum_{j=1}^{N_p} \sum_{k=1}^{N_p} (D_{ijk} - \bar{D}_{ijk})^2} \cdot 100\% \right] \quad (32)$$

Por lo tanto “ S_p calcula la homogeneidad del depósito de dosis en los voxels dentro de las esferas en porcentaje”.

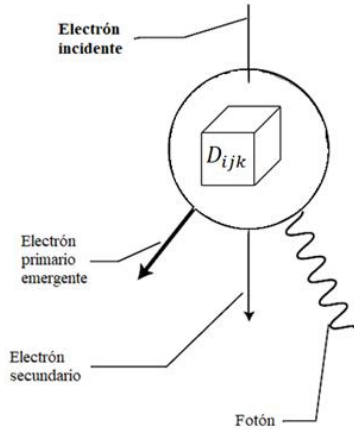


Figura 4.1. Geometría para el depósito de dosis en el vóxel dentro de las esferas en eMC.

- **Límite de la precisión estadística:** Limita los cálculos de las UM para la dosis con alta incertidumbre estadística. Si la incertidumbre estadística del cálculo es menor que el valor del límite, las UM no son calculadas.

Valor seleccionado: 3%

- **Límite de dosis para la incertidumbre:** Define el límite de dosis máxima como porcentaje [%] en la región en donde se calcula la incertidumbre estadística.

Valor seleccionado: 20

- **Cálculo del tamaño de cuadrícula:** Define la resolución para el cálculo de dosis. Cuanto menor sea la cuadrícula (o vóxel), mayor será el tiempo de cálculo para una mayor precisión.

Valores seleccionados: 0.15 cm, 0.3 cm y 0.5 cm

- **Generador de semilla para números aleatorios:** Define la secuencia de números al azar en la generación de las partículas. Si la elección del valor es 0, eMC usa una secuencia de números al azar por cada servidor.

Valor seleccionado: 0

- **Número máximo de historias para las partículas:** Define el número de partículas usadas en la simulación. Si la elección del valor es 0, eMC usa tantas partículas como sean necesarias para alcanzar la incertidumbre estadística.

Valor seleccionado: 0

- **Método de suavizado:** Define la distribución de dosis para el suavizado.

No suavizado (La distribución de la dosis no se suaviza).

2D Medio (Aplica un filtro mediano a la distribución de dosis en cada segmento de la imagen de CT. La dosis en cada punto se reemplaza por la mediana de la dosis en un vecindario definido por el nivel de suavizado).

3D Gaussiano (Convoluciona la distribución de dosis con una Gaussiana tridimensional, cuya desviación estándar se define por el nivel de suavizado).

Valor seleccionado: Gaussiano

- **Nivel de suavizado:** Define la intensidad del suavizado de la dosis.

Bajo (2D Medio: vecinos= 5 mm x 5 mm. 3D Gaussiano: desviación estándar = 0.5 x tamaño de cuadrícula calculada).

Medio (2D Medio: vecinos= 10 mm x 10 mm. 3D Gaussiano: desviación estándar = tamaño de cuadrícula calculada).

Fuerte (2D Medio: vecinos= 15 mm x 15 mm. 3D Gaussiano: desviación estándar = 1.5 x tamaño de cuadrícula calculada).

Valores seleccionados: Bajo, Medio y Fuerte

4.2 Cálculos

Dependiendo de los valores seleccionados para la configuración del algoritmo se calcularon las distribuciones de dosis haciendo que cada energía y cono tenga una combinación diferente de parámetros. Se calcularon 261 distribuciones de dosis. En la figura 4.2 se muestra un ejemplo para la combinación de una energía, un cono, un tamaño de cuadrícula e incertidumbres correspondientes, para los cuales los valores de los parámetros fueron variando. Las energías calculadas fueron: 4, 6, 9, 12 y 18 MeV. Por cada energía se usaron conos de 6x6 cm², 10x10 cm², 15x15 cm², 20x20 cm² y 25x25 cm². Para los cálculos se utilizó en el sistema de planificación el número de unidades monitor (MU) necesarias para entregar 100 cGy. Todos los cálculos fueron realizados en un maniquí de agua generado por el TPS Eclipse versión 13.6 con dimensiones de 60x60x20 [cm³], valores de CT: 0 H (densidad = 1 g/cm³ y una densidad relativa de electrones = 1). Todos a una SSD fija de 100 cm. Para cada distribución calculada se registró el tiempo de cómputo. Los cálculos se realizaron en el área de planeación del Hospital de Oncología Centro Médico Nacional Siglo XXI-IMSS, México.

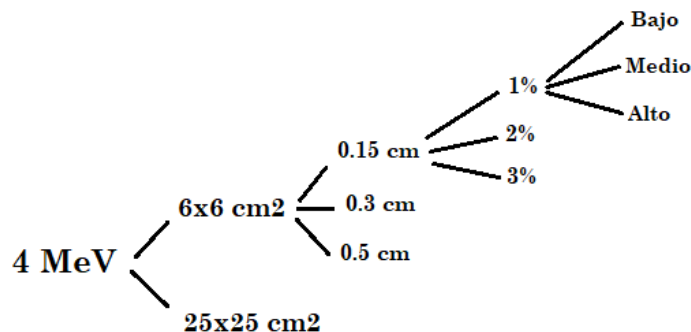


Figura 4.2. Diagrama de los valores de eMC para el cálculo de las distribuciones de dosis. Se muestra el ejemplo para el caso de una energía de 4 MeV y un tamaño de cono de $6 \times 6 \text{ cm}^2$.

En este trabajo, todos los cálculos se realizaron con procesadores Intel Xeon de 2.0 GHz con 32.0 GB de RAM. La versión 13.6 de Eclipse permite paralelizar el cálculo de dosis en 12 procesadores disponibles en el servicio. Cuando se usa más de un procesador en la paralelización en Monte Carlo, como es nuestro caso, el principal objetivo de un procesador es calcular una incertidumbre estadística multiplicada por la raíz cuadrada del número de procesadores a ocupar en el cálculo, por ejemplo, si en los parámetros de entrada de la configuración de eMC se fija un 3% de incertidumbre estadística, el algoritmo continuará la simulación hasta que se logre un 10.4% para cada procesador.

ID	#	Servant ID	Progress	State
Field 1	Volume Dose (1)	p1440@ec48504	100%	Completed
Field 1	Volume Dose (2)	p1092@ec48506	100%	Completed
Field 1	Volume Dose (3)	p1204@ec48502	100%	Completed
Field 1	Volume Dose (4)	p3544@ec48501	100%	Completed
Field 1	Volume Dose (5)	p1392@ec48500	100%	Completed
Field 1	Volume Dose (6)	p3836@ec48497	100%	Completed
Field 1	Volume Dose (7)	p4476@ec48507	100%	Completed
Field 1	Volume Dose (8)	p4892@ec48499	84%	Processed particle histories 640000, uncertainty 11.1%
Field 1	Volume Dose (9)	p3188@ec48498	93%	Processed particle histories 740000, uncertainty 10.5%
Field 1	Volume Dose (10)	p4332@ec48505	96%	Processed particle histories 760000, uncertainty 10.3%
Field 1	Volume Dose (11)	p1784@ec48498	91%	Processed particle histories 710000, uncertainty 10.6%
Field 1	Volume Dose (12)	p4292@ec48505	100%	Completed

Figura 4.3. Información proporcionada por el algoritmo para saber el estado de cálculo. eMC usa tantas partículas como sean necesarias para alcanzar la incertidumbre estadística.

4.3 Mediciones

Todas las distribuciones de dosis medidas fueron realizadas en un acelerador Varian 2300 CL con energías de electrones disponibles de: 4, 6, 9, 12, 15, 18 MeV, en un maniquí de agua MP3 PTW controlado por el software Mephysto. Los PDDs fueron medidos por incrementos de 0.5 mm para energías de 4, 6 y 9 MeV y por incrementos de 1.0 mm para energías de 12, 15 y 18 MeV desde la superficie del maniquí hasta una profundidad más allá del rango práctico, usando una cámara de ionización plano-paralela Advanced Markus Chamber (Volumen sensible 0.02 cm^3 , polietileno de grafito). Los perfiles de dosis fueron medidos por incrementos de 2.5 mm para energías de 4, 6 y 9 MeV y por incrementos de 8.0 mm para energías de 12, 15 y 18 MeV, usando una cámara de ionización semiflex chamber PTW. Se

usó un electrómetro marca PTW con canal dual, modelo TANDEM.

Todas las mediciones y cálculos son presentadas en unidades de porcentajes de dosis, es decir, los PDDs son normalizados al máximo valor de la distribución de dosis, y los perfiles de dosis están normalizados al máximo valor en el eje central del haz.

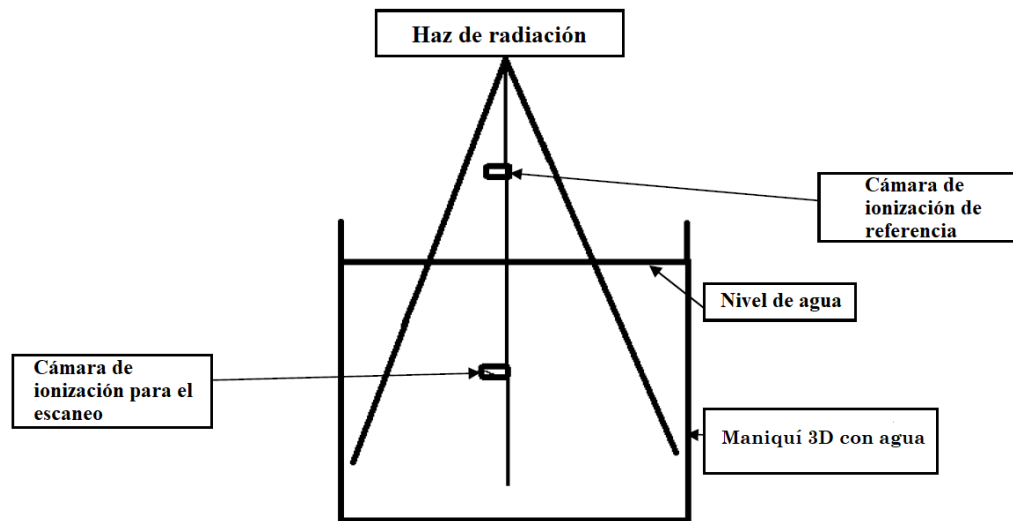


Figura 4.4. Configuración experimental de las cámaras de ionización.

En todas las distribuciones medidas y calculadas, y para cada energía y cono aplicador, se obtuvieron los PDDs y perfiles de dosis. La profundidad para obtener los perfiles fueron: 1cm (para 4MeV), 2cm (para 6MeV), 4.1cm (para 12MeV) y 6.1cm (para 18MeV). Para cada cono aplicador se utilizaron protecciones circulares de diferentes diámetros: 4cm (para 6x6 cm²) y 21cm (para 25x25 cm²).



Figura 4.5. Acelerador Varian 2300 CL con energías de electrones: 4, 6, 9, 12, 15, 18 MeV.



Figura 4.6. Maniquí de agua MP3 PTW controlado por el software Mephysto.



Figura 4.7. Electrómetro marca PTW, modelo TANDEM y Conos aplicadores de 6x6cm², 10x10cm², 15x15cm², 20x20cm² y 25x25cm².



Figura 4.8. Cámara de ionización plano-paralela Advanced Markus Chamber (Volumen sensible 0.02 cm³, polietileno de grafito).

4.4 Criterios de evaluación

Para el segundo paso, el análisis de las comparaciones entre los cálculos de eMC y las mediciones se realizó por una evaluación gamma global relativa al valor máximo de dosis dentro de la distribución de referencia, usando la distribución medida como referencia, y un criterio de 2%/2mm (Low *et al* 1998). La información obtenida de la comparación es por medio de un porcentaje de puntos que cumplen el criterio gamma, como se muestra en la

figura 4.9. Un programa en lenguaje python fue elaborado para el análisis gamma (Anexo C).

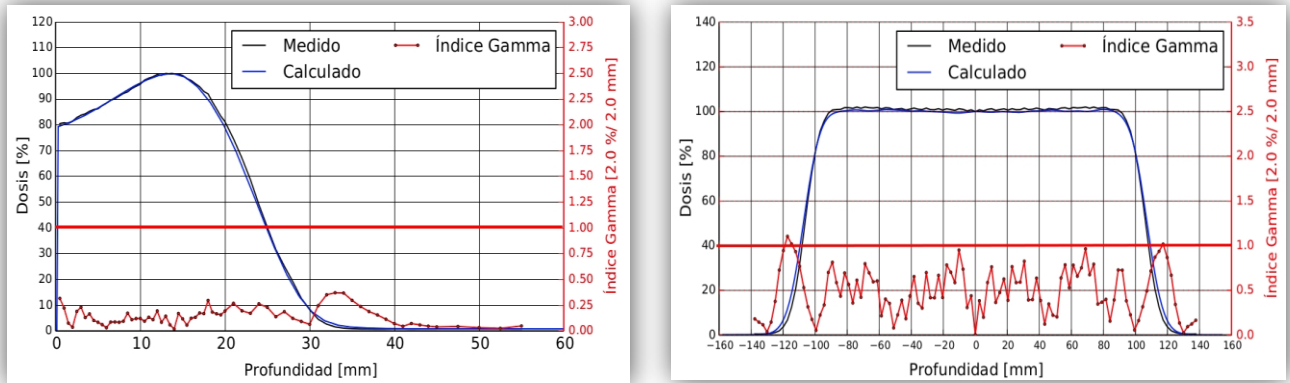


Figura 4.9. Comparación de los cálculos en eMC y las mediciones para PDDs y Perfiles de dosis por medio de un porcentaje de puntos evaluados por un criterio gamma.

4.5 Energías y Campos

En el cuadro 4.1 y 4.2 se muestran las energías y tamaños de cono que se utilizaron para el estudio de la influencia de la energía del haz, tamaño de campo y profundidad para el cálculo de la dosis absorbida con eMC, como también las protecciones circulares para cada cono. Los parámetros usados para el cálculo fueron de un tamaño de cuadrícula de 0.15 cm, incertidumbre de 1% y nivel de suavizado Bajo, los demás parámetros permanecieron constantes.

Tabla 4.1. Energías, tamaños de cono y profundidades para los perfiles que se usaron para el estudio de este trabajo.

Energía [MeV]	Cono [cm^2]					Profundidad [cm] (Perfiles)
4	6x6	10x10	15x15	20x20	25x25	1
6	6x6	10x10	15x15	20x20	25x25	2
9	6x6	10x10	15x15	20x20	25x25	2.9
12	6x6	10x10	15x15	20x20	25x25	4.1
15	6x6	10x10	15x15	20x20	25x25	5.1
18	6x6	10x10	15x15	20x20	25x25	6.1

Tabla 4.2. Diámetros de las protecciones circulares que se utilizaron.

Cono [cm^2]	6x6	10x10	15x15	20x20	25x25
Diámetro del círculo de la protección	4 cm	7 cm	12 cm	16 cm	21 cm

4.6 Cálculo de unidades monitor para haces de electrones

El Grupo de tareas AAPM 70 (TG70) (Gerbi et al 2009) definió el factor de salida de electrones, S_e , como:

$$S_e(r_a, SSD) = \frac{D/UM(d_m(r_a), r_a, SSD)}{D/UM(d_m(r_0), r_0, SSD_0)} \quad (33)$$

Donde D/MU es la dosis por MU (notación TG70), $d_m(r_a)$ es la profundidad de la dosis máxima para el tamaño de campo, r_a y $d_m(r_0)$ es la profundidad de la dosis máxima para el tamaño del campo de referencia, r_0 . El factor de salida incluye los efectos de distancia del tamaño del cono. En este trabajo la SSD_0 de referencia es igual a SSD .

El factor de salida para la caracterización de una protección (o inserto), S_p , se define como:

$$S_p(r_p, SSD) = \frac{D/UM(d_m(r_p), r_p, SSD)}{D/UM(d_m(r_A), r_A, SSD_0)} \quad (34)$$

Donde D/MU es la dosis por MU, $d_m(r_p)$ es la profundidad de la dosis máxima para el tamaño de campo con el inserto puesto en el cono aplicador, r_p y $d_m(r_A)$ es la profundidad de la dosis máxima para el mismo tamaño del campo pero sin el inserto puesto en el cono, r_A . Con $SSD_0 = SSD$.

La ecuación para el cálculo de MU en haces de electrones con una SSD fija viene dada por:

$$UM = \frac{DT \times 100\%}{\dot{D}(z_{m\acute{a}x}, 10 \times 10, SSD) \times PDD(z, r, SSD) \times S_e(r_a, SSD) \times S_p(r_p, SSD)} \quad (35)$$

Dónde: DT=Dosis al tumor; \dot{D} =1cG/UM= la tasa de dosis; r=tamaño de campo, $z_{m\acute{a}x}$ = profundidad máxima, y $SSD = 100 \text{ cm}$.

$$PDD = 100\% \times \frac{D(z, 10 \times 10, SSD = 100\text{cm})}{D(z_{m\acute{a}x}, 10 \times 10, SSD = 100\text{cm})} \quad (36)$$

Para poder comparar lo calculado por el TPS y lo medido, se usaron los siguientes parámetros en nuestro trabajo (donde se tiene que $S_{ep} = S_e \times S_p$), “recordando que para estas comparaciones se usaron los PDDs medidos sin las protecciones circulares”:

DT = 200cGy, z = 1 cm (4 MeV), 2 cm (6 MeV), 2.9 cm (9 MeV), 4.1 cm (12 MeV), 5.1cm (15 MeV), 6.1 cm (18MeV)

Tabla 4.3.Factores S_{ep} y PDD para la energía de 4 MeV.

Cono [cm^2]	6x6	10x10	15x15	20x20	25x25
S_{ep}	0.921	1.0	1.012	1.041	1.047
PDD [%]	84.03	84.72	83.78	82.82	82.37

Tabla 4.4.Factores S_{ep} y PDD para la energía de 6 MeV.

Cono [cm^2]	6x6	10x10	15x15	20x20	25x25
S_{ep}	0.982	1.0	1.0	1.004	0.996
PDD [%]	76.35	77.66	77.75	76.59	77.32

Tabla 4.5.Factores S_{ep} y PDD para la energía de 9 MeV.

Cono [cm^2]	6x6	10x10	15x15	20x20	25x25
S_{ep}	0.996	1.0	1.001	0.984	0.962
PDD [%]	83.81	84.24	84.38	84.03	84.74

Tabla 4.6.Factores S_{ep} y PDD para la energía de 12 MeV.

Cono [cm^2]	6x6	10x10	15x15	20x20	25x25
S_{ep}	0.99	1.0	0.993	0.972	0.943
PDD [%]	67.76	82.05	82.61	82.17	82.71

Tabla 4.7.Factores S_{ep} y PDD para la energía de 15 MeV.

Cono [cm^2]	6x6	10x10	15x15	20x20	25x25
S_{ep}	0.993	1.0	0.988	0.965	0.931
PDD [%]	62.43	81.56	84.97	84.29	84.78

Tabla 4.8.Factores S_{ep} y PDD para la energía de 18 MeV.

Cono [cm^2]	6x6	10x10	15x15	20x20	25x25
S_{ep}	1.006	1.0	0.985	0.963	0.929
PDD [%]	57.52	77.47	83.60	83.09	83.14

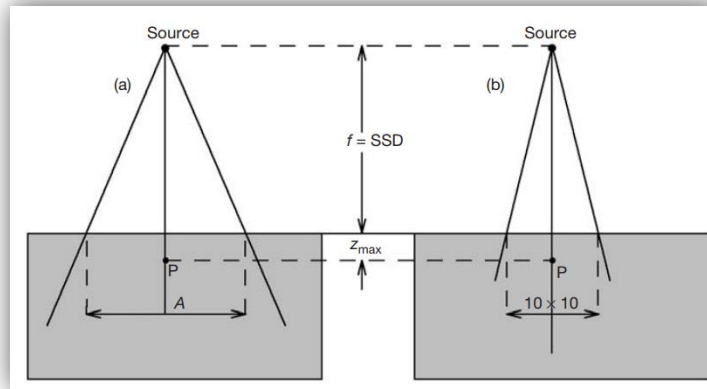


Figura 4.10.Esquema para el cálculo de UM.

La verificación de las unidades monito se realizó por medio de la siguiente ecuación:

$$Diferencia = \left| \frac{UM_{TPS} - UM_{usuario}}{UM_{usuario}} \right| \times 100\% \quad (37)$$

Capítulo 5

5. Resultados y discusión

5.1 Resultados de la verificación

En las tablas 5.1 y 5.2 se muestran los resultados de la verificación para el algoritmo eMC. Estos resultados demuestran que existe una buena exactitud en la comparación de los PDDs y perfiles de dosis, para los cálculos y mediciones. Todos estos cálculos están hechos con parámetros en la configuración de nivel suavizado bajo, incertidumbre 1% y tamaño de cuadrícula de 0.15 cm (Todos los demás parámetros permanecieron constantes).

Tabla 5.1.Resultados de la verificación para los PDDs medidos y los calculados con eMC.

		Energía: 4 MeV (PDD)	Energía: 6 MeV (PDD)	Energía: 9 MeV (PDD)	Energía: 12 MeV (PDD)	Energía: 15 MeV (PDD)	Energía: 18 MeV (PDD)
Cono	Criterio	Porcentaje IG ≤ 1	Porcentaje IG ≤ 1	Porcentaje IG ≤ 1	Porcentaje IG ≤ 1	Porcentaje IG ≤ 1	Porcentaje IG ≤ 1
6x6	2%/2mm	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0
10x10	2%/2mm	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0
15x15	2%/2mm	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0
20x20	2%/2mm	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0
25x25	2%/2mm	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0

Tabla 5.2.Resultados de la verificación para los perfiles.

		Energía: 4 MeV (Perfil)	Energía: 6 MeV (Perfil)	Energía: 9 MeV (Perfil)	Energía: 12 MeV (Perfil)	Energía: 15 MeV (Perfil)	Energía: 18 MeV (Perfil)
Cono	Criterio	Porcentaje IG ≤ 1	Porcentaje IG ≤ 1	Porcentaje IG ≤ 1	Porcentaje IG ≤ 1	Porcentaje IG ≤ 1	Porcentaje IG ≤ 1
6x6	2%/2mm	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0
10x10	2%/2mm	96.9	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0
15x15	2%/2mm	100.0	96.3	100.0	100.0	98.8	100.0
20x20	2%/2mm	94.8	100.0	100.0	95.2	97.1	100.0
25x25	2%/2mm	85.4	97.2	100.0	96.7	81.6	100.0

5.2 Resultados de la verificación para las Unidades Monitor

En las tablas 5.3, 5.4, 5.5, 5.6, 5.7 y 5.8 se muestran los resultados de la verificación de las unidades monitor para el algoritmo eMC para todas las energías estudiadas. Estos resultados demuestran que el TPS, el cual tiene implementado el algoritmo eMC, calcula de una manera adecuada las UM (Resultados por debajo del 2%). Solo para la energía de 12 MeV y cono de 15cm x15cm el TPS calcula más que lo que mide el usuario.

Tabla 5.3.Resultados de la verificación para las unidades monitor con energía de 4 MeV

Energía: 4 MeV			
Cono	UM usuario	UM TPS	Diferencia [%]
6x6	258.4	262.5	1.6
10x10	236.1	238.1	0.9
15x15	235.0	236.2	0.5
20x20	235.7	236.6	0.4
25x25	229.3	231.2	0.8

Tabla 5.4.Resultados de la verificación para las unidades monitor con energía de 6 MeV

Energía: 6 MeV			
Cono	UM usuario	UM TPS	Diferencia [%]
6x6	262.5	263.9	0.6
10x10	254.4	255.4	0.4
15x15	256.9	258.4	0.6
20x20	258.0	261.9	1.5
25x25	257.1	258.7	0.6

Tabla 5.5.Resultados de la verificación para las unidades monitor con energía de 9 MeV

Energía: 9 MeV (PDD)			
Cono	UM usuario	UM TPS	Diferencia [%]
6x6	239.6	243.6	1.7
10x10	235.7	240.3	1.9
15x15	236.7	239.9	1.3
20x20	241.5	244.9	1.4
25x25	244.7	247.9	1.3

Tabla 5.6.Resultados de la verificación para las unidades monitor con energía de 12 MeV

Energía: 12 MeV (PDD)			
Cono	UM usuario	UM TPS	Diferencia [%]
6x6	243.3	246.8	1.4
10x10	236.2	239.9	1.6
15x15	236.8	243.1	2.6
20x20	243.1	248.1	2.0
25x25	249.8	253.7	1.6

Tabla 5.7.Resultados de la verificación para las unidades monitor con energía de 15 MeV

Energía: 15 MeV (PDD)			
Cono	UM usuario	UM TPS	Diferencia [%]
6x6	250.1	248.7	0.6
10x10	234.5	235.0	0.2
15x15	237.3	239.3	0.8
20x20	244.6	244.6	0.0
25x25	251.5	254.1	1.0

Tabla 5.8.Resultados de la verificación para las unidades monitor con energía de 18 MeV

Energía: 18 MeV (PDD)			
Cono	UM usuario	UM TPS	Diferencia [%]
6x6	256.5	258.0	0.6
10x10	238.9	284.0	1.0
15x15	241.0	244.6	1.5
20x20	248.8	252.5	1.5
25x25	254.8	302	1.3

5.3 Evaluación del tiempo de cálculo

En las **figuras 5.1** a la **5.8** se muestran las gráficas del tiempo de cálculo (en minutos) contra tamaño de cuadrícula, para todas las energías, tamaño de cono y círculos de protección. En todas las gráficas se observa que a medida que el tamaño de cuadrícula disminuye el tiempo de cálculo aumenta. Para todas las energías y cono de $6 \times 6 \text{ cm}^2$, el tiempo de cálculo está por debajo de 3 minutos, teniendo como tiempo máximo de cómputo para la energía de 18 MeV y parámetros de 1%, tamaño de cuadrícula 0.15 y nivel de suavizado bajo. Para todas las energías y cono de $25 \times 25 \text{ cm}^2$, el tiempo de computo está por debajo de 30 minutos, teniendo como tiempo máximo de cómputo para la energía de 18 MeV y parámetros de 1%, tamaño de cuadrícula 0.15 y nivel de suavizado bajo, la misma que la anterior. Esto podría explicarse porque el volumen de agua para el tamaño de cono de $6 \times 6 \text{ cm}^2$ necesitan menos electrones para la simulación que el cono de $25 \times 25 \text{ cm}^2$, y el aumento del tiempo de cálculo con respecto al tamaño de cuadrícula se debe a que se necesita calcular más esferas para el depósito de dosis con un tamaño de cuadrícula de 0.15 cm que de 0.5 cm.

Para el cono de $6 \times 6 \text{ cm}^2$ se observa que cuando se elige el tamaño de cuadrícula de 0.5 cm en las configuración de eMC, el tiempo de cómputo es casi constante (en 0.4 minutos). Para el cono de $25 \times 25 \text{ cm}^2$ se observa que cuando se elige el tamaño de cuadrícula de 0.5 cm en las configuración de eMC, el tiempo de cómputo es casi constante (en 1.0 minutos). Se observó que el tiempo de cálculo también va aumentado conforme aumenta la energía, pero esto no ocurre para la energía de 4 MeV, la cual los tiempos de cálculo para todos los parámetros son mayores que las energías de 6 y 12 MeV.

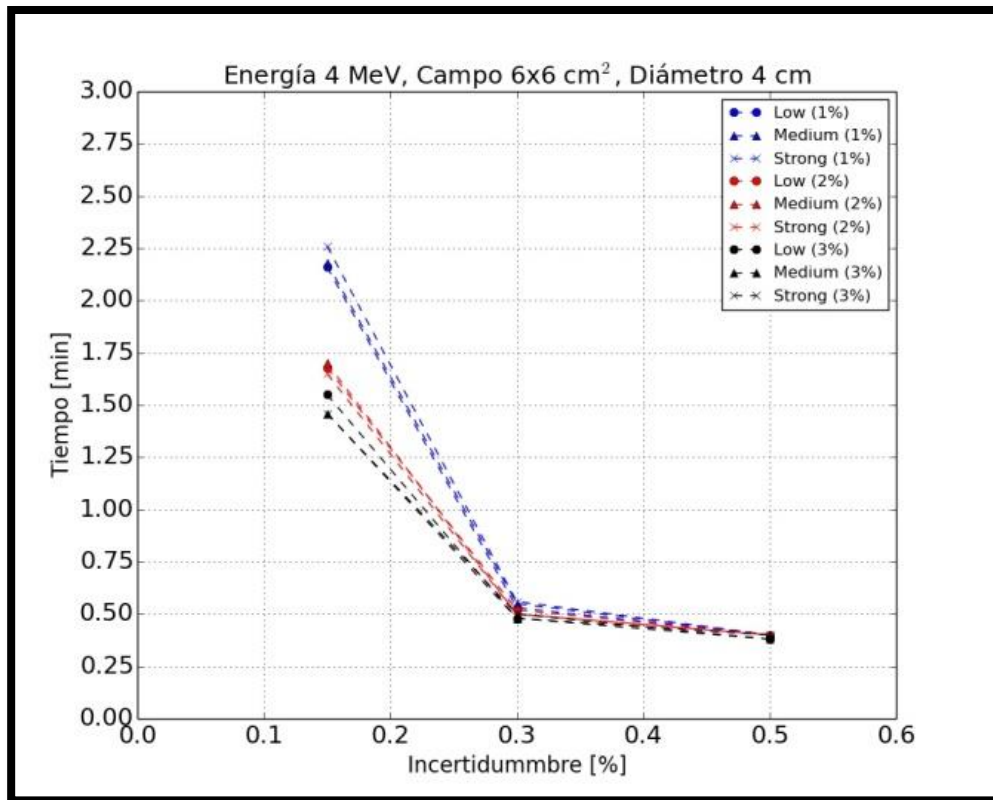


Figura 5.1. Gráfica del tiempo de cómputo contra la incertidumbre para la energía de 4 MeV, conos de $6 \times 6 \text{ cm}^2$ y una inserto circular con diámetro de 4 cm.

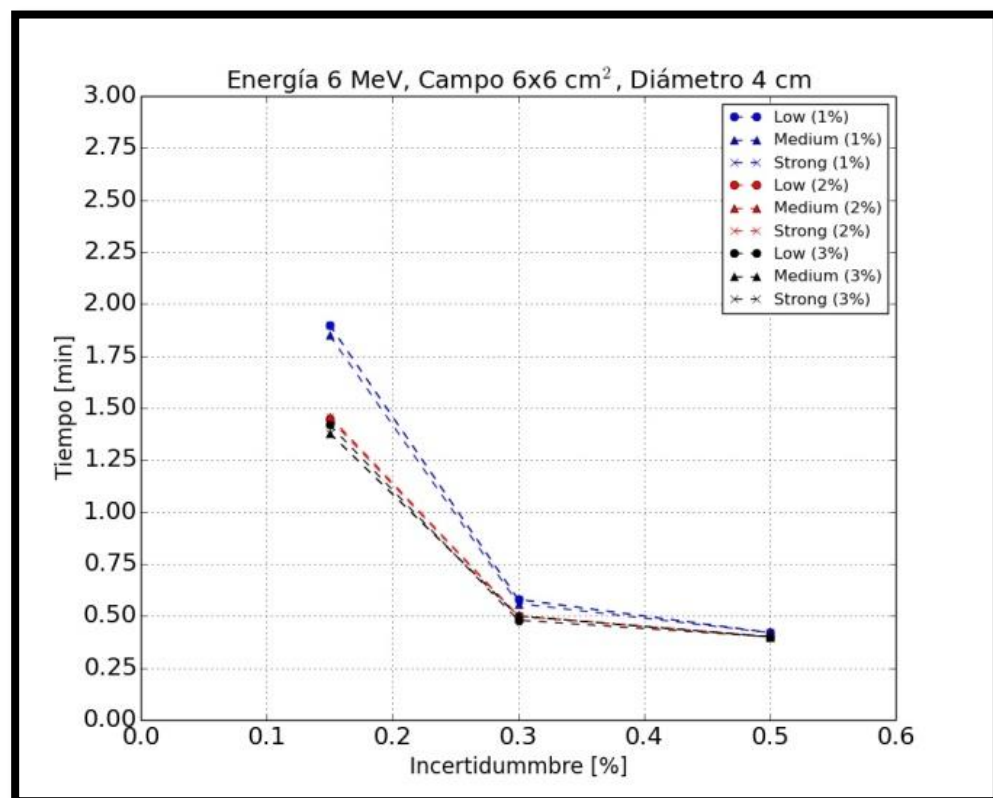


Figura 5.2. Gráfica del tiempo de cómputo contra la incertidumbre para la energía de 6 MeV, conos de $6 \times 6 \text{ cm}^2$ y una inserto circular con diámetro de 4 cm.

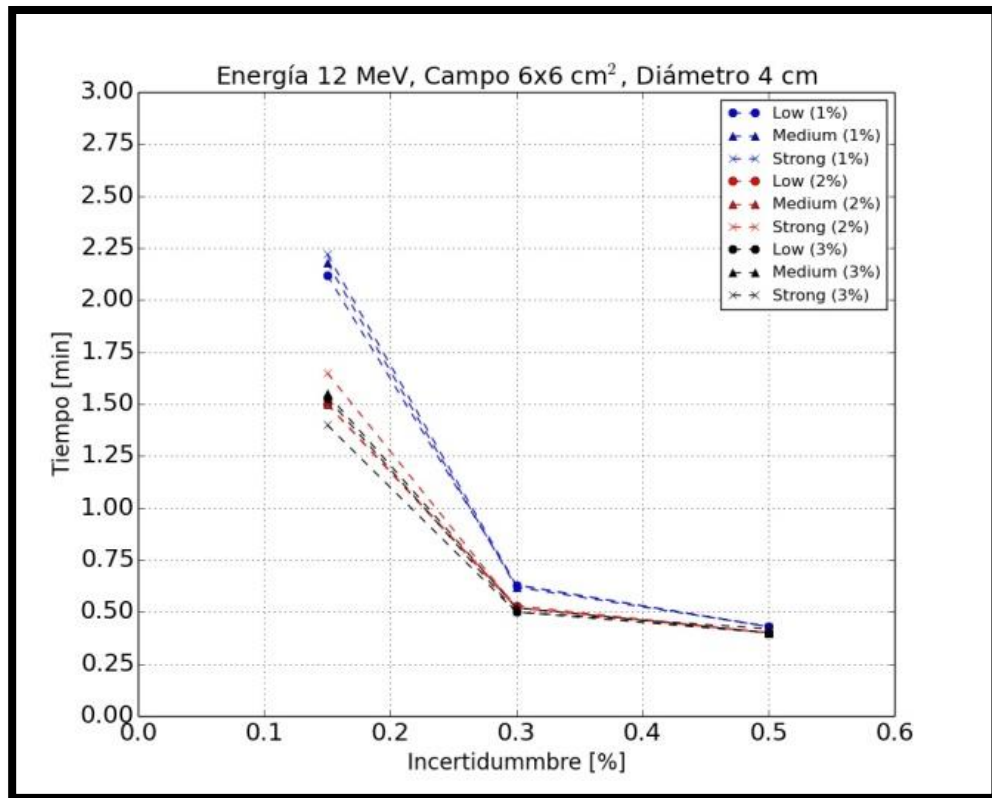


Figura 5.3. Gráfica del tiempo de cómputo contra la incertidumbre para la energía de 12 MeV, conos de 6x6 cm² y una inserto circular con diámetro de 4 cm.

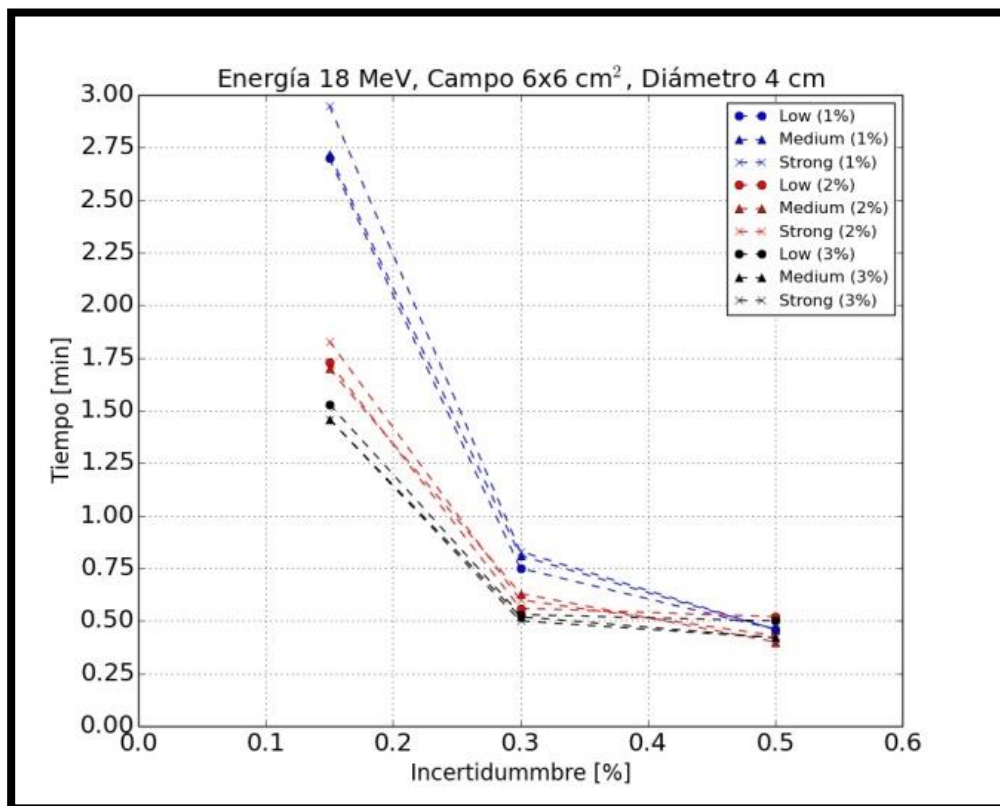


Figura 5.4. Gráfica del tiempo de cómputo contra la incertidumbre para la energía de 18 MeV, conos de 6x6 cm² y una inserto circular con diámetro de 4 cm.

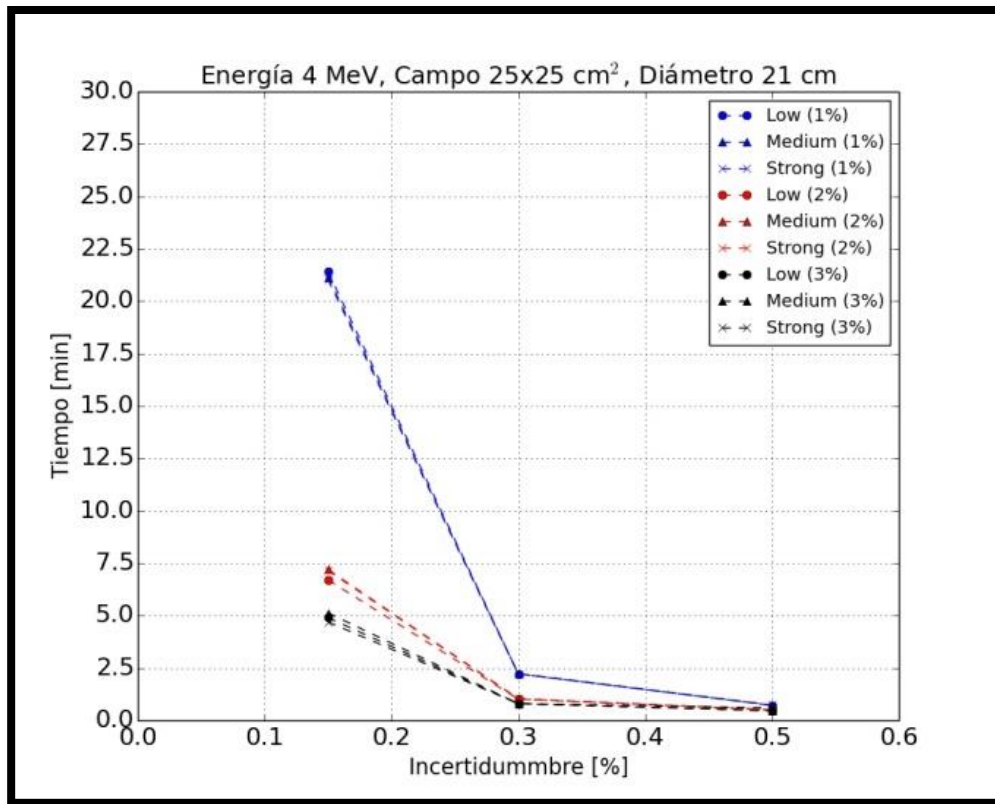


Figura 5.5. Gráfica del tiempo de cómputo contra la incertidumbre para la energía de 4 MeV, conos de 25x25 cm² y una inserto circular con diámetro de 21 cm.

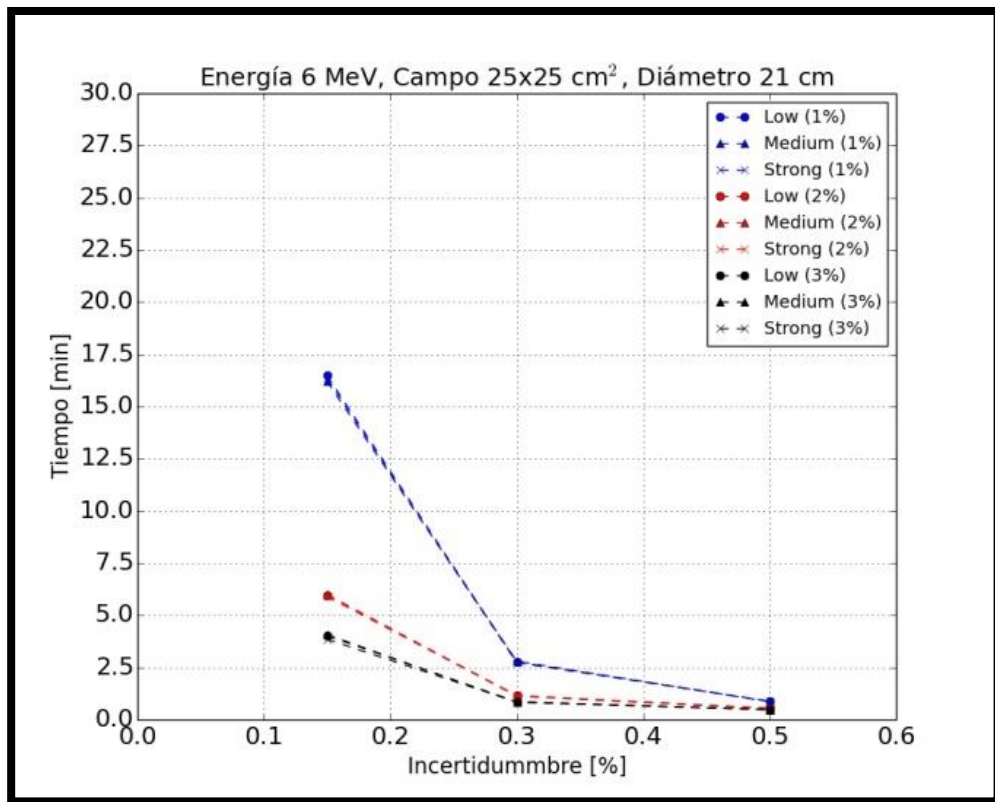


Figura 5.6. Gráfica del tiempo de cómputo contra la incertidumbre para la energía de 6 MeV, conos de 25x25 cm² y una inserto circular con diámetro de 21 cm.

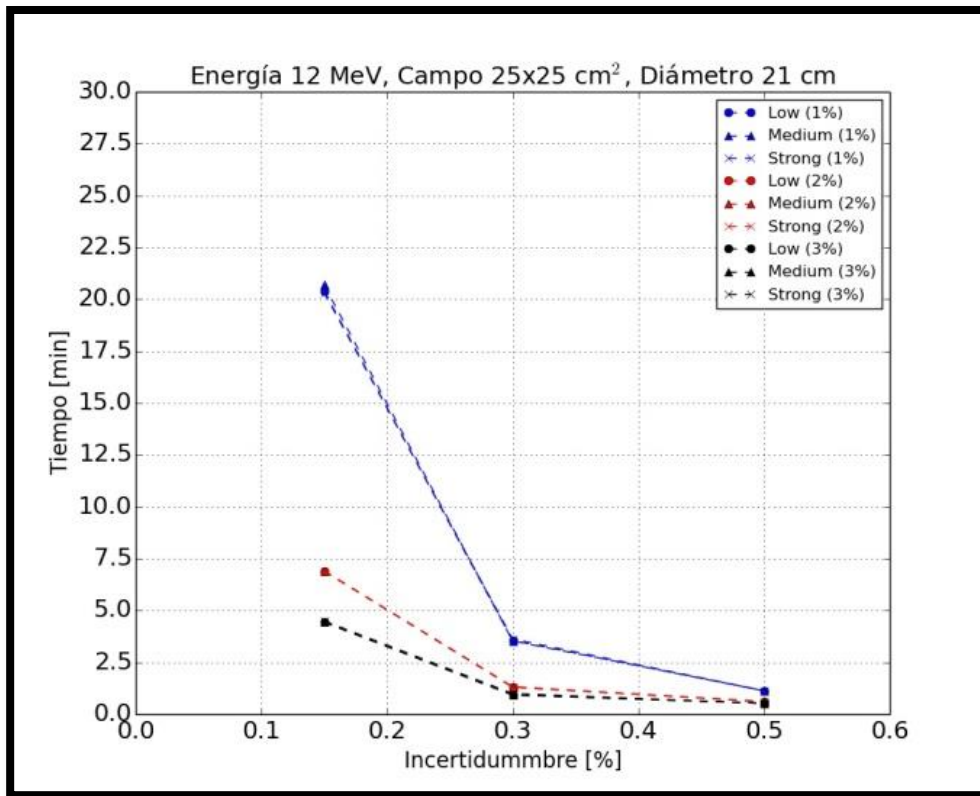


Figura 5.7. Gráfica del tiempo de cómputo contra la incertidumbre para la energía de 12 MeV, conos de 25x25 cm² y una inserto circular con diámetro de 21 cm.

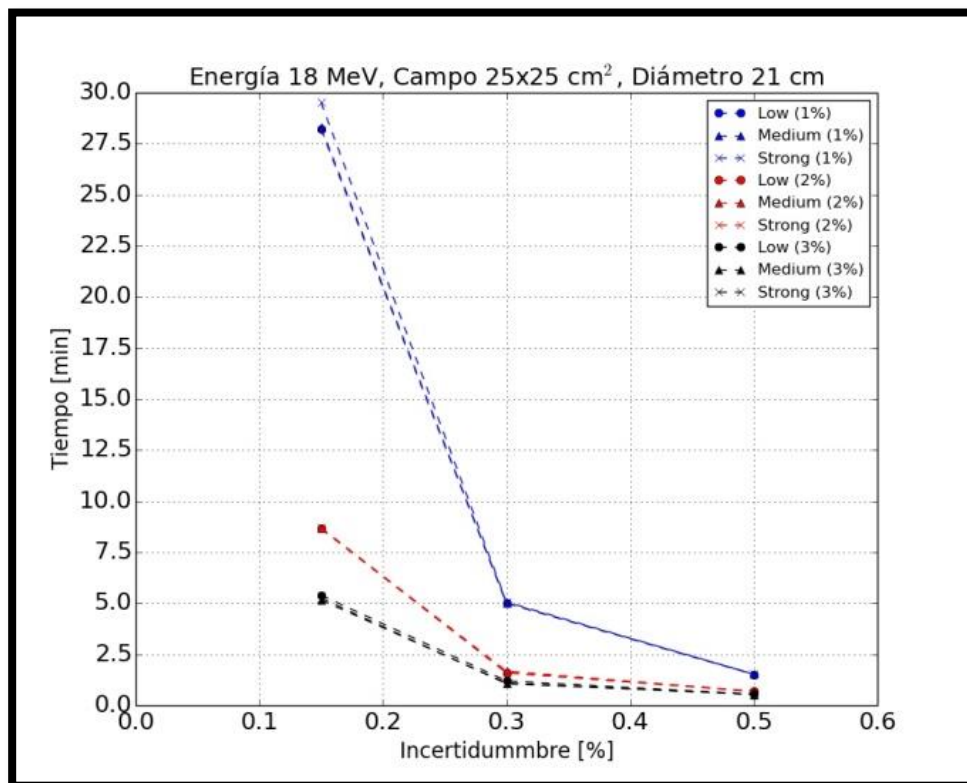


Figura 5.8. Gráfica del tiempo de cómputo contra la incertidumbre para la energía de 18 MeV, conos de 25x25 cm² y una inserto circular con diámetro de 21 cm.

5.4 Evaluación de la exactitud de cálculo

En las **figuras 5.9 a la 5.24** se muestran los resultados de las comparaciones, por medio de un porcentaje de puntos que pasan una evaluación gamma, de las mediciones y los cálculos para diferentes valores en la configuración de eMC. En todas las figuras, los números que están encima de cada barra muestran el tiempo de cómputo en minutos para el cálculo de la distribución de dosis para los diferentes valores en la configuración.

Los resultados en la **figura 5.9 a la 5.16** muestran que los cálculos hechos con nivel de suavizado fuerte, para las energías de 4 y 6 MeV y para los PDDs, tiene un impacto negativo en la exactitud de las comparaciones. Para las energías de 12 y 18 MeV no muestran efecto por el nivel de suavizado, sin embargo para el cono de $25 \times 25 \text{ cm}^2$, las incertidumbres estadísticas de 2% y 3%, combinadas con un nivel de suavizado bajo muestran una baja exactitud con las mediciones. Los resultados también muestran que cuando los cálculos se realizan con un tamaño de cuadrícula de 0.15 cm, los tiempos de computo aumentan, especialmente cuando se combinan con una incertidumbre estadística del 1%, como lo establece el manual de referencia.

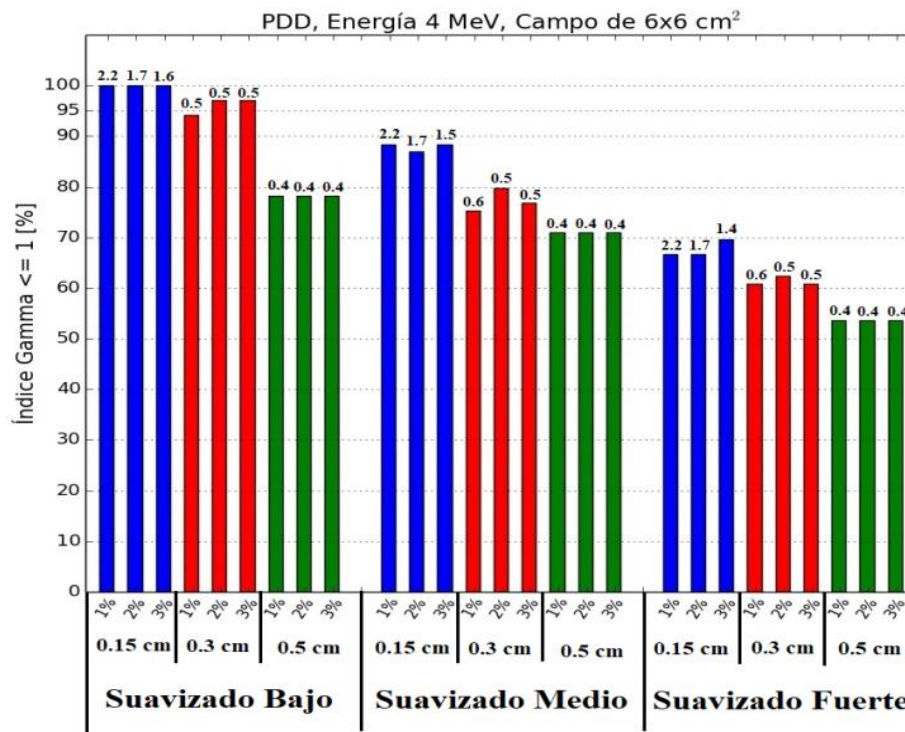


Figura 5.9. Barras de porcentaje de puntos que pasan una evaluación gamma ≤ 1 y criterio de 2%/2mm para los PDDs, para la comparación de las mediciones y los cálculos con diferentes valores en la configuración de eMC, con energía de 4 MeV y cono de $6 \times 6 \text{ cm}^2$. Los números encima de cada barra corresponden al tiempo de cómputo en minutos.

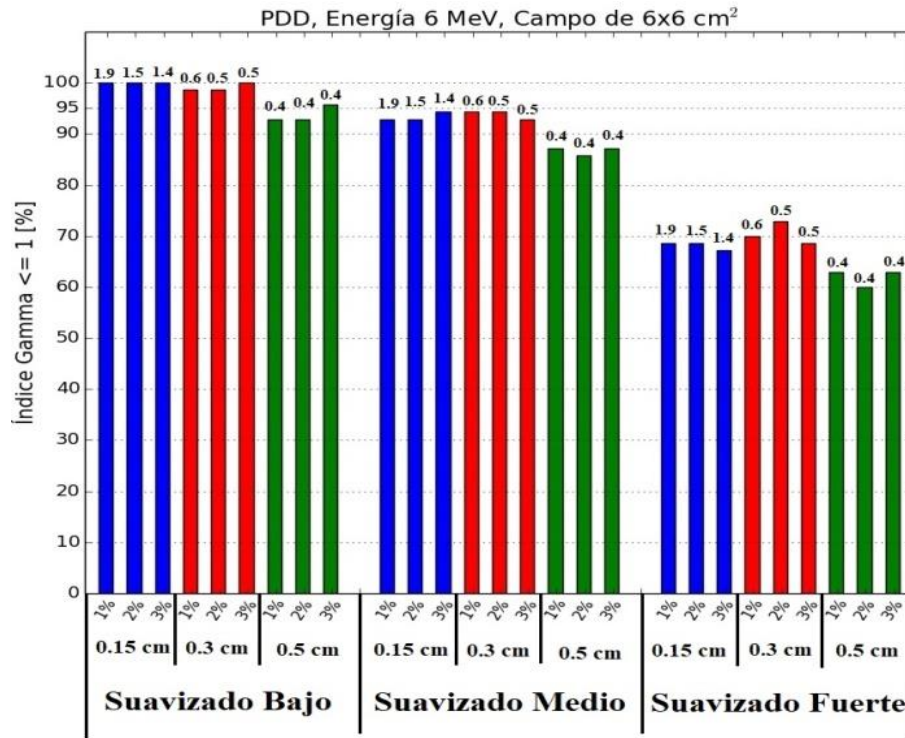


Figura 5.10. Barras de porcentaje de puntos que pasan una evaluación gamma ≤ 1 y criterio de 2%/2mm para los PDDs, para la comparación de las mediciones y los cálculos con diferentes valores en la configuración de eMC, con energía de 6 MeV y cono de 6x6 cm². Los números encima de cada barra corresponden al tiempo de cómputo en minutos.

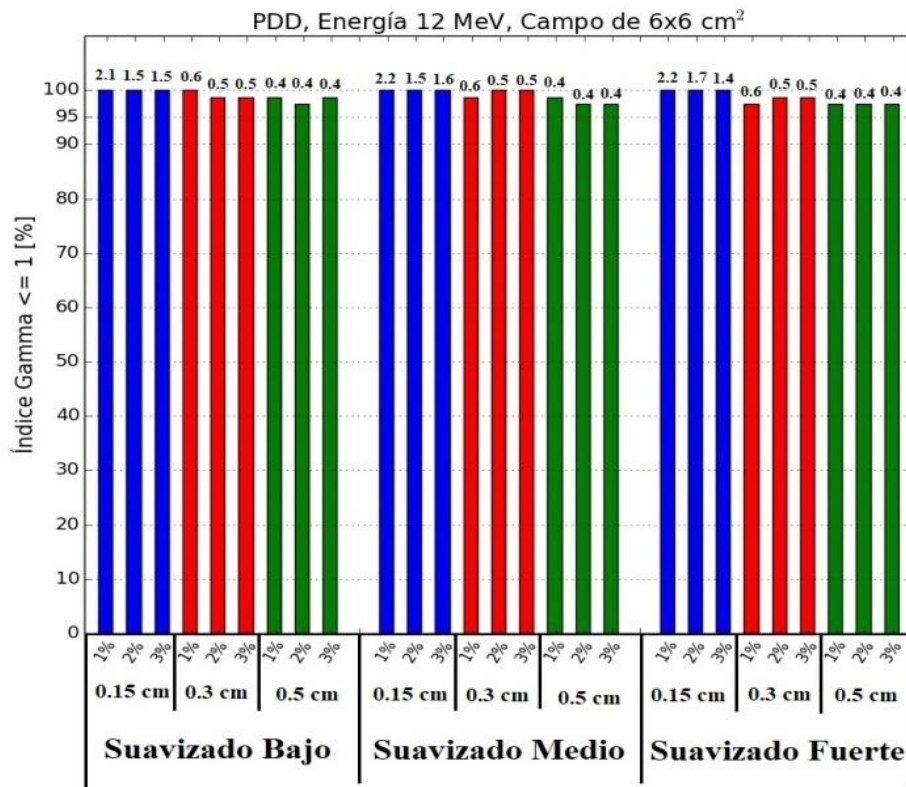


Figura 5.11. Barras de porcentaje de puntos que pasan una evaluación gamma ≤ 1 y criterio de 2%/2mm para los PDDs, para la comparación de las mediciones y los cálculos con diferentes valores en la configuración de eMC, con energía de 12 MeV y cono de 6x6 cm². Los números encima de cada barra corresponden al tiempo de cómputo en minutos..

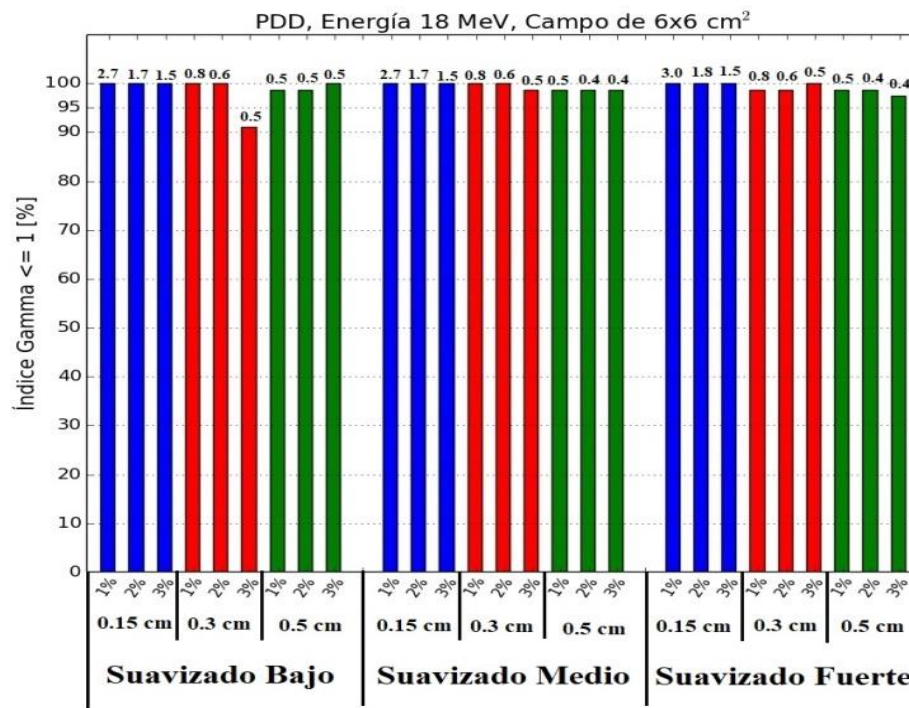


Figura 5.12. Barras de porcentaje de puntos que pasan una evaluación gamma ≤ 1 y criterio de 2%/2mm para los PDDs, para la comparación de las mediciones y los cálculos con diferentes valores en la configuración de eMC, con energía de 18 MeV y cono de 6x6 cm². Los números encima de cada barra corresponden al tiempo de cómputo en minutos.

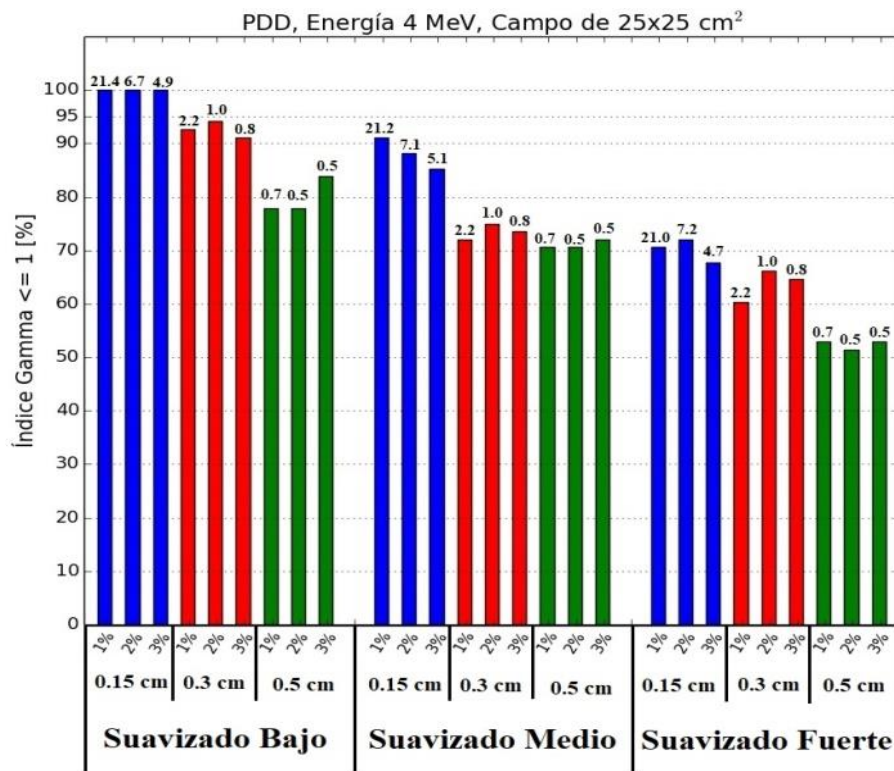


Figura 5.13. Barras de porcentaje de puntos que pasan una evaluación gamma ≤ 1 y criterio de 2%/2mm para los PDDs, para la comparación de las mediciones y los cálculos con diferentes valores en la configuración de eMC, con energía de 4 MeV y cono de 25x25 cm². Los números encima de cada barra corresponden al tiempo de cómputo en minutos.

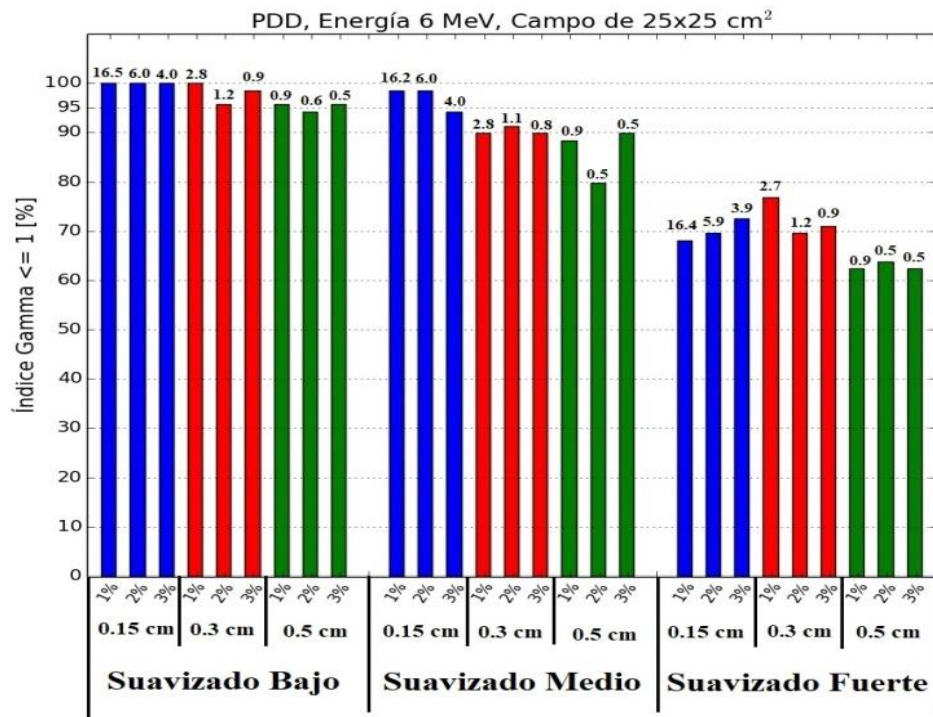


Figura 5.14. Barras de porcentaje de puntos que pasan una evaluación gamma ≤ 1 y criterio de 2%/2mm para los PDDs, para la comparación de las mediciones y los cálculos con diferentes valores en la configuración de eMC, con energía de 6 MeV y cono de 25x25 cm². Los números encima de cada barra corresponden al tiempo de cómputo en minutos.

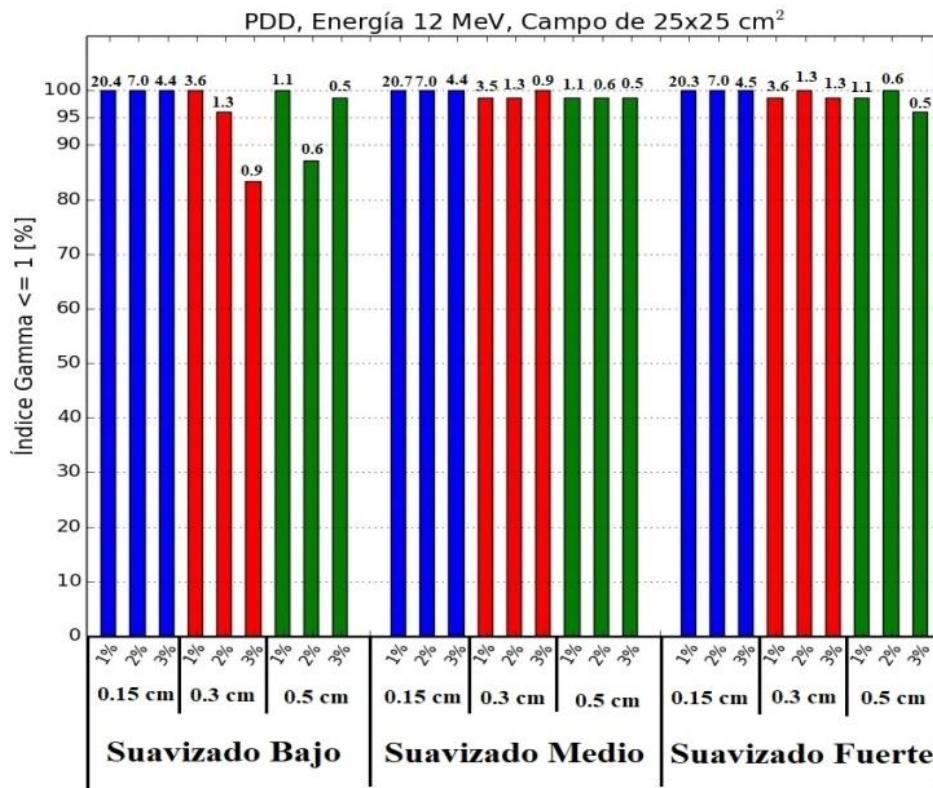


Figura 5.15. Barras de porcentaje de puntos que pasan una evaluación gamma ≤ 1 y criterio de 2%/2mm para los PDDs, para la comparación de las mediciones y los cálculos con diferentes valores en la configuración de eMC, con energía de 12 MeV y cono de 25x25 cm². Los números encima de cada barra corresponden al tiempo de cómputo en minutos.

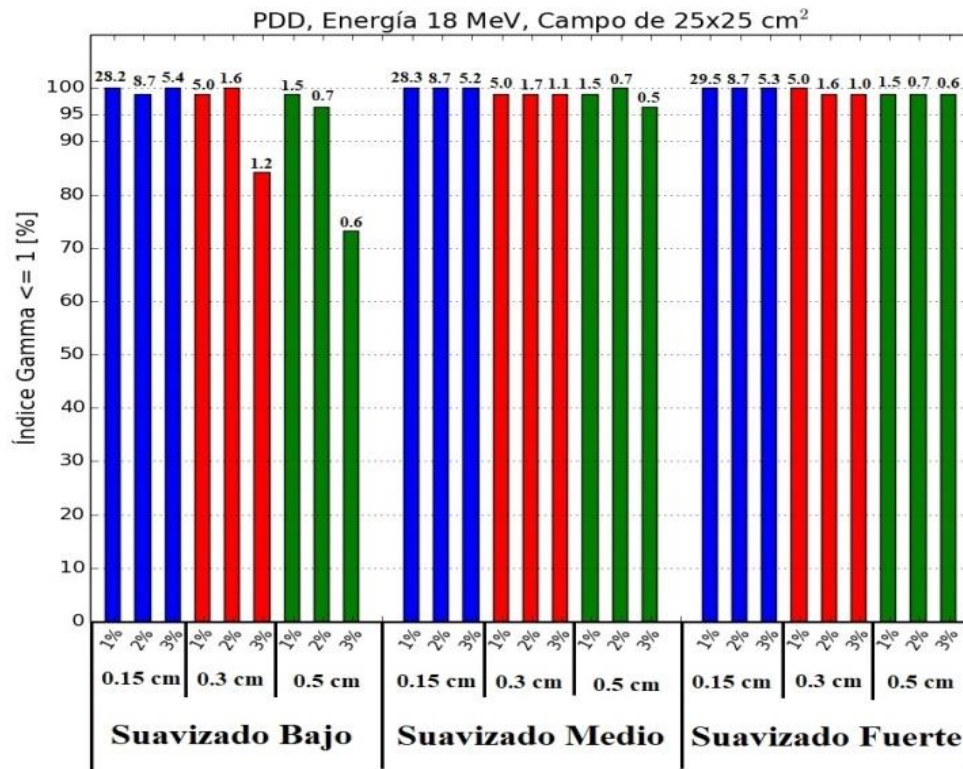


Figura 5.16. Barras de porcentaje de puntos que pasan una evaluación gamma ≤ 1 y criterio de 2%/2mm para los PDDs, para la comparación de las mediciones y los cálculos con diferentes valores en la configuración de eMC, con energía de 18 MeV y cono de 25x25 cm². Los números encima de cada barra corresponden al tiempo de cómputo en minutos.

En las **figuras 5.17 a la 5.24** se muestran los resultados de las comparaciones de los perfiles de dosis para diferentes parámetros en la configuración de eMC. De la misma manera, los números que están encima de las barras son el tiempo de cómputo para calcular las distribuciones de dosis. Los tiempos de cálculo para los perfiles son los mismos para los PDDs, para cada energía y cono. Esto porque se obtienen de la misma distribución para cada parámetro que se va cambiando. De los resultados para el cono de 6x6 cm², se observa que para la energía de 4 MeV, los cálculos realizados con un nivel de suavizado fuerte tiene un impacto negativo en la exactitud de la comparación con las mediciones. Para la energía de 18 MeV, los cálculos realizados con tamaño de cuadrícula de 0.5 cm muestran un impacto negativo en la exactitud, independientemente del nivel de suavizado. La energía de 6 MeV muestra el mismo comportamiento para el tamaño de cuadrícula de 0.5 cm, pero es solo para el nivel de suavizado fuerte. Los resultados para el cono de 25x25 cm² muestran que la energía de 4 MeV no tiene una buena exactitud con las mediciones. Recordando que estos resultados se realizaron por un criterio gamma de 2%/2mm, y que al aumentar el criterio en el índice gamma estas comparaciones podrían tener un impacto positivo. Para las energías de 6, 12 y 18 MeV y cono de 25x25 cm², los resultados muestran que los cálculos realizados con un nivel de suavizado fuerte mejoran la exactitud de las comparaciones. Resultado contrario al que muestran los PDDs. Los tiempos de cálculo aumenta considerablemente para el tamaño de cono más grande y cuando se ocupan los parámetros con tamaño de cuadrícula de 0.15 cm y nivel de suavizado bajo. Se puede observar de estos resultados que a veces el tiempo de cálculo no significa mejor precisión, sino la elección de combinaciones de parámetros más adecuados para la energía y cono aplicador.

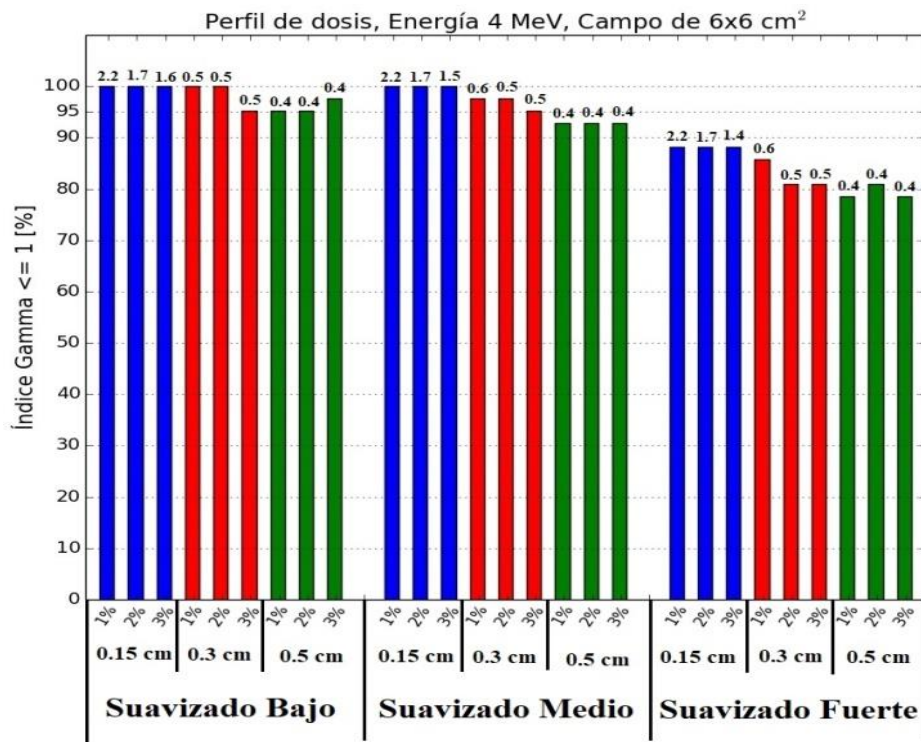


Figura 5.17. Barras de porcentaje de puntos con una evaluación gamma y criterio de 2%/2mm, por la comparación de las mediciones y los cálculos para diferentes valores en la configuración de eMC, para energía de 4 MeV y cono de 6x6 cm².

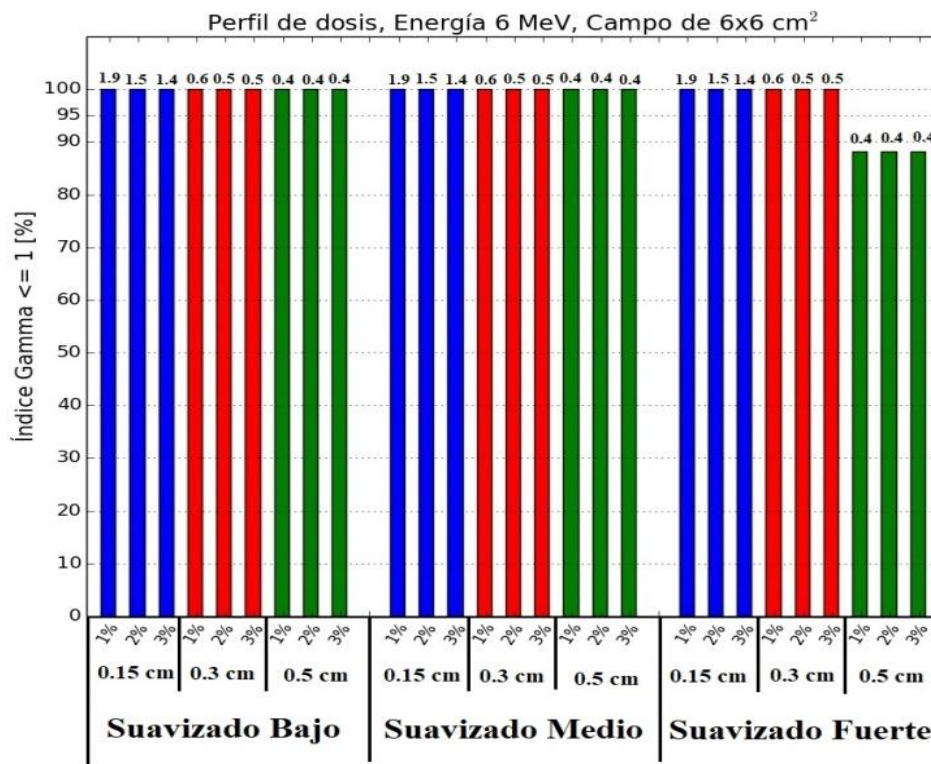


Figura 5.18. Barras de porcentaje de puntos con una evaluación gamma y criterio de 2%/2mm, por la comparación de las mediciones y los cálculos para diferentes valores en la configuración de eMC, para energía de 6 MeV y cono de 6x6 cm².

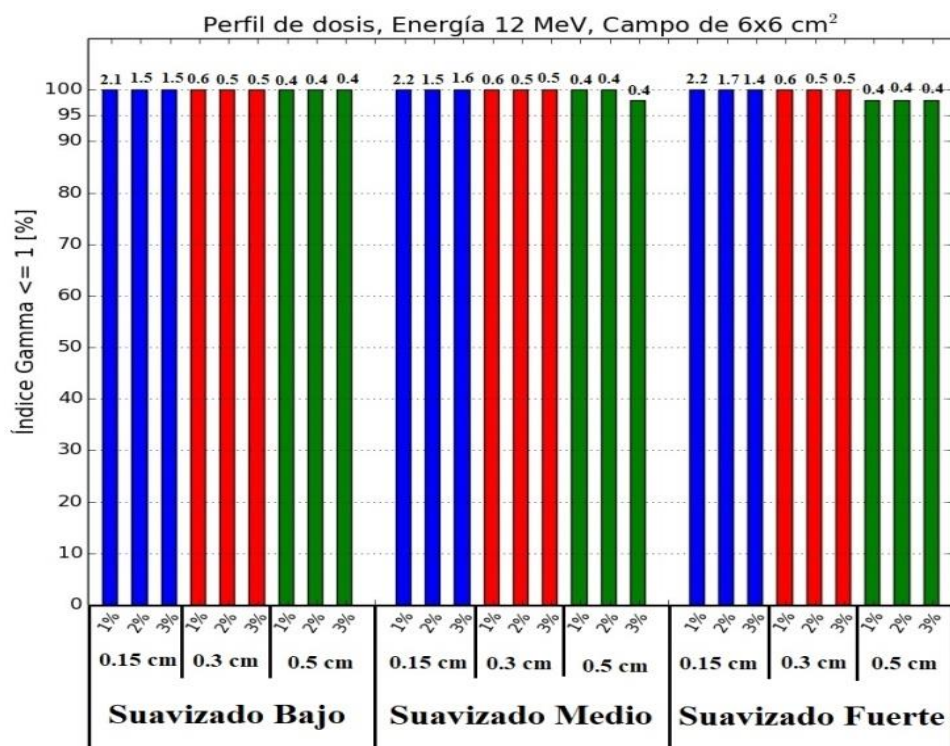


Figura 5.19. Barras de porcentaje de puntos con una evaluación gamma y criterio de 2%/2mm, por la comparación de las mediciones y los cálculos, en los perfiles de dosis para diferentes valores en la configuración de eMC, para energía de 12 MeV y cono de 6x6 cm².

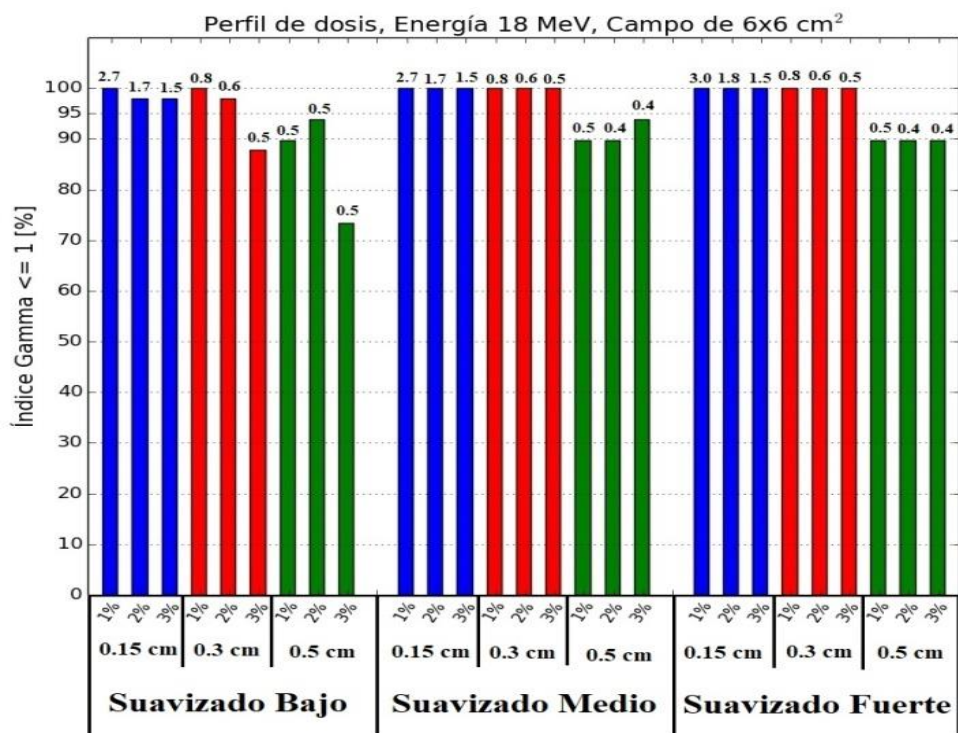


Figura 5.20. Barras de porcentaje de puntos con una evaluación gamma y criterio de 2%/2mm, por la comparación de las mediciones y los cálculos, en los perfiles de dosis para diferentes valores en la configuración de eMC, para energía de 18 MeV y cono de 6x6 cm².

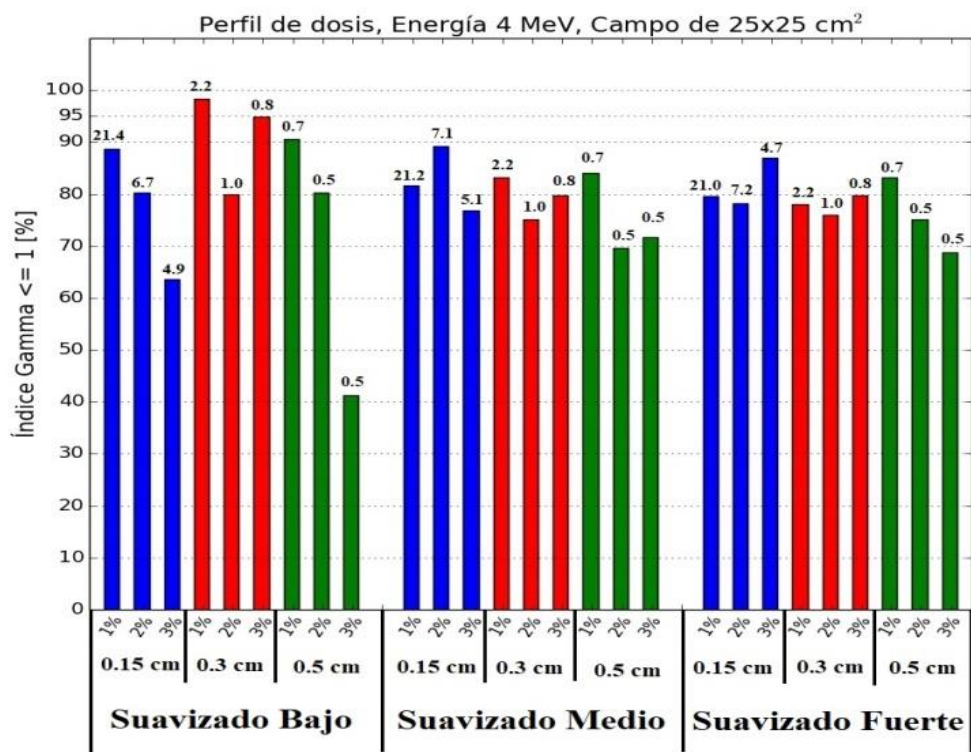


Figura 5.21. Barras de porcentaje de puntos con una evaluación gamma y criterio de 2%/2mm, por la comparación de las mediciones y los cálculos, en los perfiles de dosis para diferentes valores en la configuración de eMC, para energía de 4 MeV y cono de 25x25 cm².

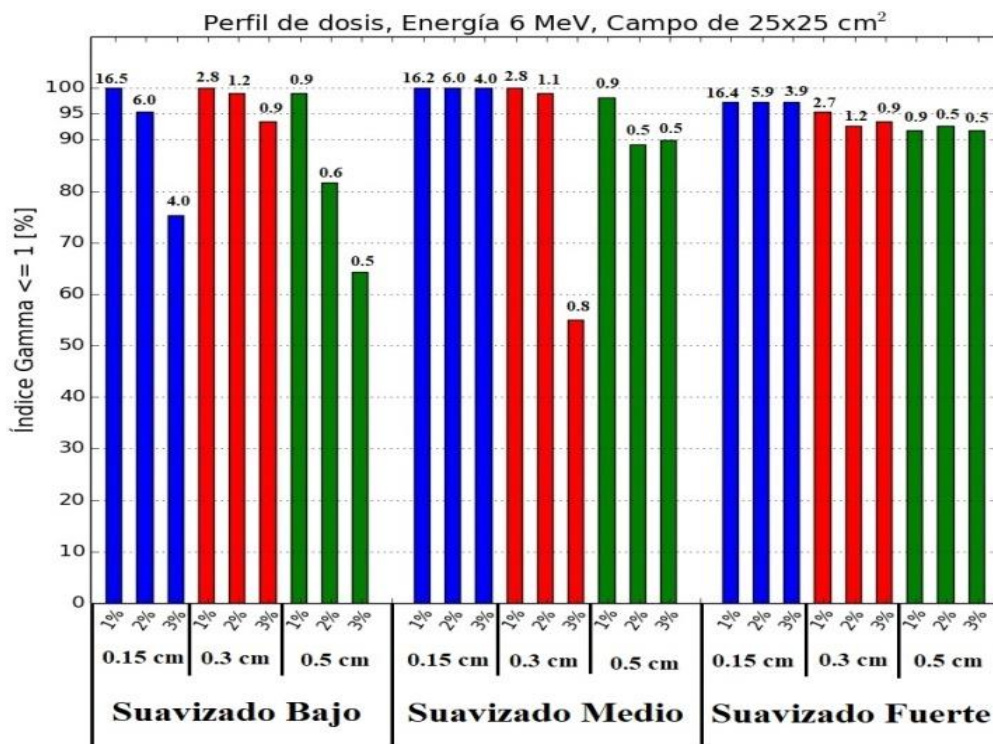


Figura 5.22. Barras de porcentaje de puntos con una evaluación gamma y criterio de 2%/2mm, por la comparación de las mediciones y los cálculos, en los perfiles de dosis para diferentes valores en la configuración de eMC, para energía de 6 MeV y cono de 25x25 cm².

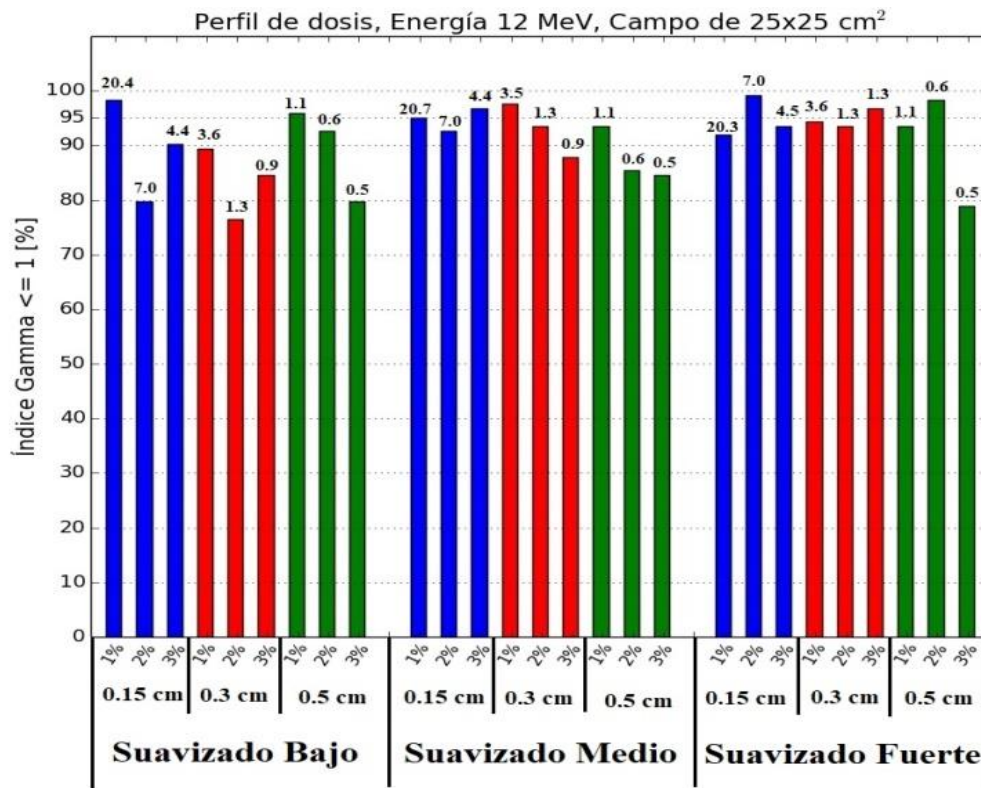


Figura 5.23. Barras de porcentaje de puntos con una evaluación gamma y criterio de 2%/2mm, por la comparación de las mediciones y los cálculos, en los perfiles de dosis para diferentes valores en la configuración de eMC, para energía de 12 MeV y cono de 25x25 cm².

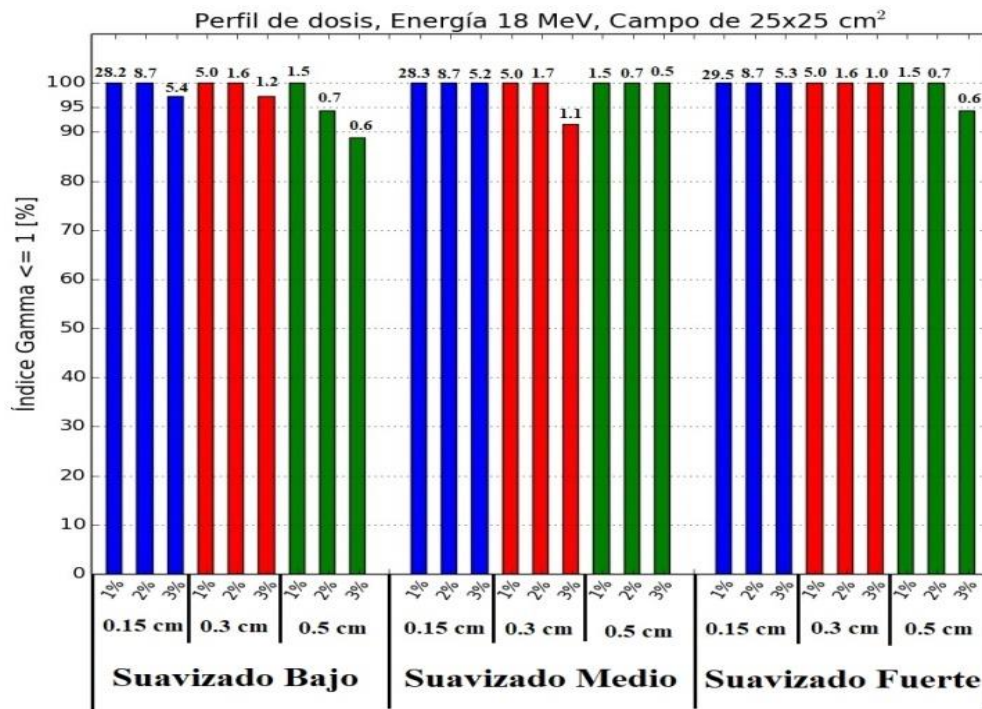


Figura 5.24. Barras de porcentaje de puntos con una evaluación gamma y criterio de 2%/2mm, por la comparación de las mediciones y los cálculos, en los perfiles de dosis para diferentes valores en la configuración de eMC, para energía de 18 MeV y cono de 25x25 cm².

5.5 Comparación cualitativa de los cálculos y mediciones

De acuerdo a los resultados de la sección anterior sobre la evaluación en la precisión de los cálculos al variar los parámetros de entrada en algoritmo eMC, se encontró que para los PDDs con energías de 4 y 6 MeV, conos de $6 \times 6 \text{ cm}^2$ y $25 \times 25 \text{ cm}^2$, el parámetro del nivel de suavizado fuerte y el tamaño de cuadrícula afecta en la precisión del cálculo. Este resultado puede verse en la **figura 5.25** donde se muestra el cambio que existe en los cálculos con eMC al variar el nivel de suavizado y tamaño de cuadrícula para la energía de 4 MeV y cono de $6 \times 6 \text{ cm}^2$.

Para la **figura 5.25 A, B y C** se hace variar el nivel de suavizado de bajo a fuerte, y se observa que en las regiones de build-up y del 50% de dosis al final del rango de electrones, los cálculos sobrestiman la dosis. En la región de máxima de dosis al 50%, los cálculos subestiman la dosis. Esto puede explicarse por la dependencia que existe entre la desviación estándar (la cual está relacionada con el nivel de suavizado) y la distribución gaussiana (la cual está relacionada con el método de suavizado). La forma de una distribución gaussiana tiende hacerse más ancha y aplanada a medida que su desviación estándar aumenta (distancia entre el eje de simetría de la campana y el punto de inflexión de la curva). También para la **figura 5.25 D, E y F** se hace variar el tamaño de cuadrícula de 0.15 a 0.5 cm, y se observa que al aumentar el tamaño de cuadrícula se sobrestima la dosis para la región final de la distribución de electrones. El cálculo subestima la dosis para la región de los niveles de dosis terapéuticas (niveles de dosis superiores al 85% de la dosis). Las pendientes que se observan en la región de build-up se deben a los diámetros de las esferas que están cerca de una interfaz, que en este caso es la superficie (aire y agua). A medida que se escoge un tamaño de cuadrícula más pequeño, los diámetros de las esferas para el depósito de dosis cerca de una interfaz son más pequeñas, mejorando el cálculo de la distribución de dosis. Estos comportamientos son los mismos para las energías 6 MeV y conos de $6 \times 6 \text{ cm}^2$ y $25 \times 25 \text{ cm}^2$ en los PDDs. Para las energías de 12 y 18 MeV y conos de $6 \times 6 \text{ cm}^2$ y $25 \times 25 \text{ cm}^2$, la exactitud es adecuada

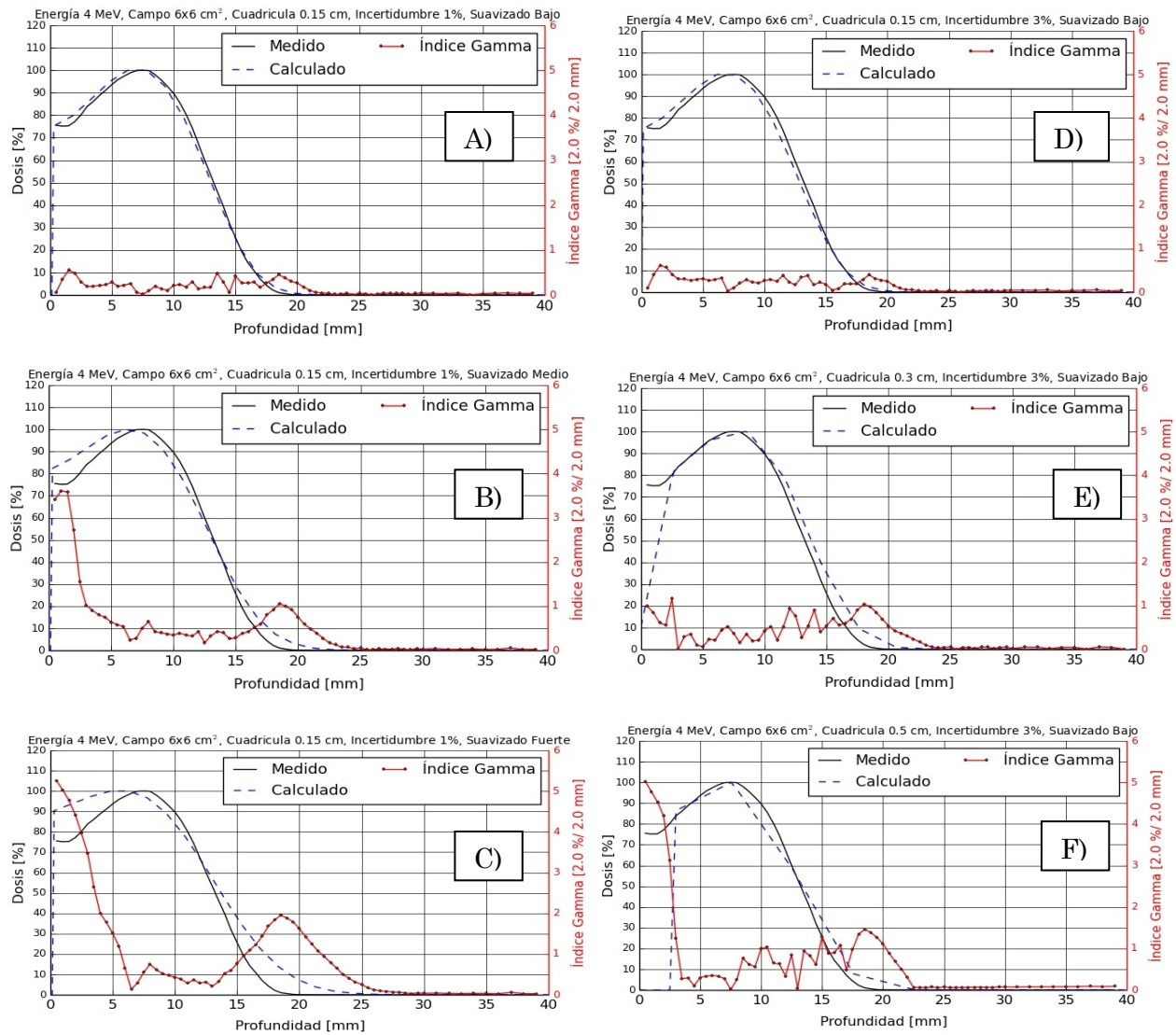


Figura 5.25. Comparaciones de las mediciones y los cálculos con eMC al variar los parámetros del nivel de suavizado y tamaño de cuadrícula para la energía de 4 MeV y tamaño de campo de 6x6 cm².

Los resultados de la evaluación en la precisión de los cálculos del algoritmo eMC, muestran que para los perfiles de dosis con energía de 4 MeV y conos de 6x6 cm², el parámetro del nivel de suavizado fuerte disminuye la precisión del cálculo. La **figura 5.26** muestra que en la región de penumbra, los cálculos sobrestima la dosis. Los resultados también demuestran que los cálculos para todas las energías y cono de 25x25 cm², la incertidumbre tiene un impacto en la precisión. En la **figura 5.26** se muestra que en la región del campo radiológico (0.8 x tamaño de campo) existe una mayor discrepancia con las mediciones. Esto quiere decir que el número de partículas necesarias para la simulación es un factor a considerar cuando se aleja del eje del haz.

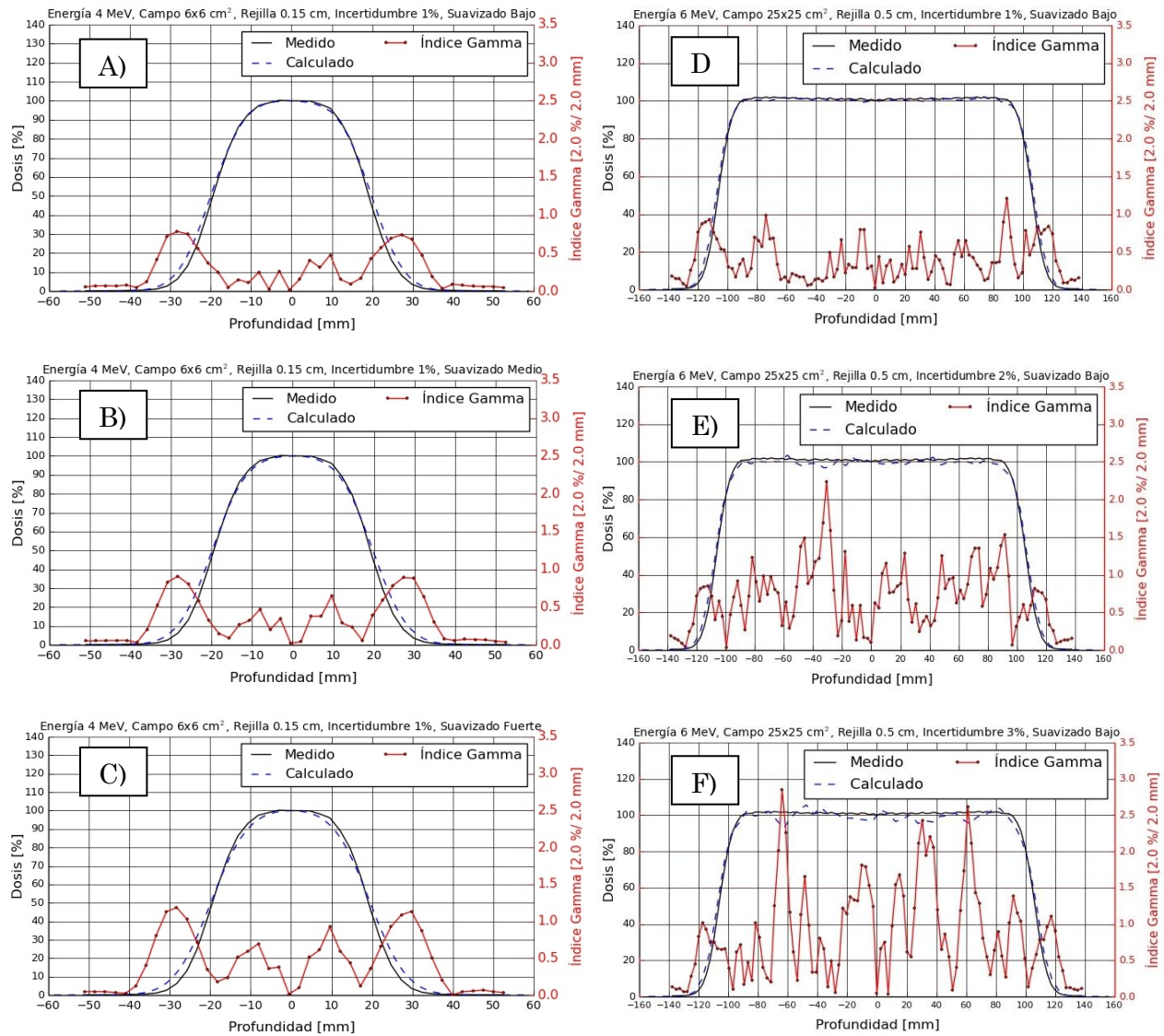


Figura 5.26. Comparaciones de las mediciones y los cálculos con eMC al variar los parámetros del nivel de suavizado e incertidumbre para la energía de 4 y 6 MeV y para los conos de 6x6 y 25x25 cm².

Capítulo 6

6. Conclusiones

Conocer la exactitud a la que se realizan los cálculos por un algoritmo que va a ser utilizado en la clínica es uno de los pasos más importantes que un físico médico deben hacer. En este estudio se mostró la exactitud y tiempo de cálculo del algoritmo eMC implementado en los TPS Eclipse versión 13.6 para el cálculo de dosis en agua cuando se varían los parámetros en su configuración, mostrando que existen combinaciones de parámetros para cada energía y tamaño de cono que pueden ser utilizados para ser más eficiente el cálculo de las distribuciones de dosis en la clínica.

Las distribuciones de dosis para las energías de 4 y 6 MeV presentan dependencia con los parámetros del nivel de suavizado y tamaño de cuadrícula. Las distribuciones de dosis para las energías de 12 y 18 MeV presentan dependencia con los parámetros de la incertidumbre. También se observó que el tiempo de cálculo no está relacionado con la exactitud. Existen combinaciones de parámetros para cada energía y cono en la configuración de eMC que optimizan los tiempos y poseen una exactitud adecuada. Se mostró que el algoritmo eMC reproduce de manera adecuada las unidades monitor bajo las circunstancias propuestas en este trabajo. El algoritmo eMC puede ser considerado para la planificación de tratamientos en la rutina de los centros de radioterapia.

Capítulo 7

7. Referencias bibliográficas

1. Briesmeister J. F.; “MCNP-A general Monte Carlo N-particle transport code, Version 4C”, Report LA-13709-M, Los Alamos National Laboratory, NM, 2000.
2. Chetty I., B Curran, J Cygler, J DeMarco, B Faddegon, H Liu, *et al.*; “Guidance report on clinical implementation of the Monte Carlo method in external beam radiation therapy treatment planning”; Report of the AAPM Task Group No. 105. Med Phys **34**, pp. 4818-53, 2007.
3. Chamberland E., Luc Beaulieu, Bernard Lachance; “Evaluation of an electron Monte Carlo dose calculation algorithm for treatment planning”; Journal of Applied Clinical Medical Physics, 2015, Vol. 16, No. 3, 60–79.
4. Fix M.K., Frei D., Volken W., Neuenschwander H., Born E.J., Manser P.; “Monte Carlo dose calculation improvements for low energy electron beams using eMC”; Phys. Med. Biol. 55:4577–88, 2010.
5. Fix M.K., Cygler J., Frei D., Volken W., Neuenschwander H., Born E.J., *et al.* ; “Generalized eMC implementation for Monte Carlo dose calculation of electron beams from different machine types”; Phys Med Biol, 58:2841–59, 2013.
6. G. X. DING D.T. BURNS and W. O. Rogers., “R50 as a beam quality specifier for selecting stopping-power ratios and reference depths for electron dosimetry”; Med. Phys., 23 :383–388, 1996.
7. Hogstrom Kenneth R and Peter R Almond; “Review of electron beam therapy physics”; Phys. Med. Biol. 51, R455–R489 (2006).
8. Hu Y.A., Song H., Chen Z., Zhou S., Yin F.; “Evaluation of an electron Monte Carlo dose calculation algorithm for electron beam”; J. Appl. Clin. Med. Phys. , 9:2720. 2008.
9. M. Hussein *et al.*; “Challenges in calculation of the gamma index in radiotherapy-Towards good practice”; Med. Phys 36, 2017
10. International Atomic Energy Agency; Technical Reports Series No. 430; “Commissioning and Quality Assurance of Computerized Planning Systems for Radiation Treatment of Cancer”, VIENNA, 2004.

11. International Commission on Radiation Units and Measurements; *“Radiation Dosimetry: Electrons with Initial Energies between 1 and 50 MeV”*. Report No. 21. Washington, DC: International Commission on Radiation Units and Measurements; 1972.
12. International Commission on Radiation Units and Measurements; *“Determination of Absorbed Dose in a Patient Irradiated by Beams of X or Gamma Rays in Radiotherapy Procedures”*. Report No. 24. Washington, DC: International Commission on Radiation Units and Measurements; 1976.
13. International Commission on Radiation Units and Measurements; *“Use of Computers in External Beam Radiotherapy Procedures with High Energy Photons and Electrons”*. Report No. 42. Washington, DC: International Commission on Radiation Units and Measurements; 1988.
14. Janssen J.J., Korevaar E.W., Van Battum L.J., Storchi P.R., Huizenga H.; *“A model to determine the initial phase space of a clinical electron beam from measured beam data”*; Phys Med Biol., 46(2):269–86. 2001.
15. Jean-François Aubry, Hugo Bouchard, Igor Bessi res, Frédéric Lacroix; *“Validation of an electron Monte Carlo dose calculation algorithm in the presence of heterogeneities using EGSnrc and radiochromic film measurements”*; Journal of Applied Clinical Medical Physics, **Vol. 12**, No. 4, 2011.
16. Khan Faiz M., John P. Gibbons; *“The Physics of Radiation Therapy”*; 2014 by Lippincott Williams & Wilkins, a Wolters Kluwer, p. 572.
17. Khan F.M., Doppke K.P., Hogstrom K.R., Kutcher G.J., Nath R., Prasad S.C., et al.; *“Clinical electron-beam dosimetry: report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 25”*; Med. Phys., 18:73–109, 1991.
18. Karzmark C. J., *“A primer on theory and operation of linear accelerators in radiation therapy”*, second edition, medical physics publishing, 1996.
19. Kawrakow I. and D. W. Rogers. The EGSnrc code system: *“Monte Carlo simulation of electron and photon transport”*. NRC, Report PIRS–701, 2000.
20. Keyvan Jabbari; *“Review of Fast Monte Carlo Codes for Dose Calculation in Radiation Therapy Treatment Planning”*; Journal of Medical Signals & Sensors, Vol 1, 73-86, (2011).
21. Low D. A., Harms W. B., Mutic S., and Purdy J. A., *“A technique for the quantitative evaluation of dose distributions”*, Med. Phys. 25, 656–661 (1998).
22. Manual del usuario PTW; *“Diodo E para dosimetría T60017 a partir del SN 300, Diodo P para dosimetría T60016 a partir del SN 400, Diodo SRS para dosimetría T60018”*; 2013.
23. Nelson W. R., H. Hirayama, and D. W. Rogers; *“The EGS4 Code System”*. SLAC Report No. SLAC-265, 1985.

24. Neuenschwander H., and E. J. Born. "A Macro Monte Carlo method for electron beam dose calculations". Phys Med Biol **37**, pp. 107-25, 1992.
25. Neuenschwander H, Mackie TR; "Reckwerdt PJ. MCC - a high performance Monte Carlo code for electron beam treatment planning". Phys Med Biol. 1995; **40(4)**:543-74.
26. Organismo internacional de energía atómica (OIEA), Colección de informes técnicos Número 398; "Determinación de la dosis absorbida en radioterapia con haces externos", VIENA, 2005.
27. Physikalisch-Technische Werkstätten PTW Freiburg, 79115 Freiburg - Alemania. Ionizing Radiation Detectors, 2015.
28. Podgorsak E. B., "Radiation oncology physics: A handbook for teachers and students, International atomic energy agency", Vienna, 2005, p.657.
29. Popple R.A., Weinberg R., Antolak J.A., et al.; "Comprehensive evaluation of a commercial macro Monte Carlo electron dose calculation implementation using a standard verification data set"; Med. Phys. 33(6):1540-51, 2006.
30. Rogers D. W.; "Fifty years of Monte Carlo simulations for medical physics". Phys Med Biol. 2006;**51**(13):R287-R301.
31. Rogers D. W., B. Walters, and I. Kawrakow. BEAMnrc Users Manual. NRC Report PIRS 509(a)revH, 2004
32. S. Agostinelli, J. Allison, K. Amako, J. Apostolakis, H. Araujo, P. Arce, et al.; "GEANT4-A simulation toolkit"; Nucl Instrum Methods Phys Res A **506**, pp. 250-303, 2003.
33. Walters B. R., I. Kawrakow, and D. W. Rogers; "DOSXYZnrc Users Manual". NRC Report PIRS 794 (rev B), 2005.
34. Wei-De Tsai, Hsin-Tang Chen, Wen-Han Chang; "Discordant chest radiographs-a pitfall in febrile elderly patients with pneumonia"; International Journal of Gerontology, Vol. 3, No. 3 September 2009.
35. Van Dyk J., Barnett R.B., Cygler J.E., Shragge P.C.; "Commissioning and quality assurance of treatment planning computers"; Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.;26(2):261-73, 1993.
36. Varian Medical Systems. Eclipse Photon and Electron Algorithms Reference Guide, P1008611-003-C. Palo Alto, CA: Varian Medical Systems; 2015.

Anexo A

Componentes principales de un acelerador lineal

La figura 1A muestra un esquema de las partes externas que componen a un linac para uso clínico, estas se pueden resumir en las siguientes:

Stand: Es la parte que se encuentra fija en el suelo y en la cual se encuentra la mayor parte de los dispositivos electrónicos que permiten la generación del haz de electrones y las ondas electromagnéticas que permiten acelerarlos.

Gantry: Tiene en su interior a la guía aceleradora, el blanco para la producción de rayos X, los colimadores y una pantalla con indicadores digitales. El gantry se encuentra fijo en el stand, pero puede rotar, en función de las condiciones de tratamiento, alrededor del eje del gantry y la mesa, como lo muestra la figura 1A. El punto de intersección del eje del haz, el eje del gantry y el eje de la mesa se conoce como isocentro. En la mayoría de los casos la cama de tratamiento se posiciona de tal forma que el centro del tumor coincida con el isocentro. La geometría isocéntrica permite que el haz de tratamiento pueda irradiar, desde diferentes direcciones, a tejidos neoplásicos, en el interior del paciente, con una distancia de la fuente al isocentro constante de 100 cm, como lo muestra la figura 2B. Dicha distancia se conoce como la distancia fuente-eje del gantry (SAD por sus siglas en inglés). En los tratamientos para tejido neoplásico muy superficial (< 5 cm), la distancia a la cual se coloca la piel del paciente a la fuente de radiación (SSD) es de 100 cm.

Cama de tratamiento: Es donde se coloca al paciente para que reciba el tratamiento. Puede moverse vertical, transversal y longitudinalmente, además puede rotar, como lo muestra la figura 1A.

Cuarto de control: Es el lugar donde se encuentra el ordenador que controla al linac. El técnico radioterapeuta es el personal capacitado para controlar el linac al momento de suministrar el tratamiento.

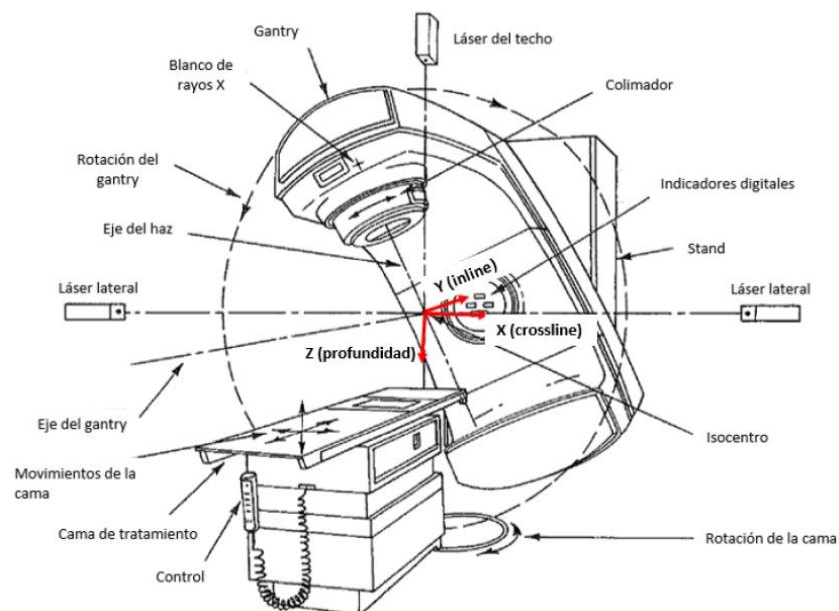


Figura 1A: Esquema de un linac para uso clínico. Imagen tomada de la referencia (Karzmark, 1996).

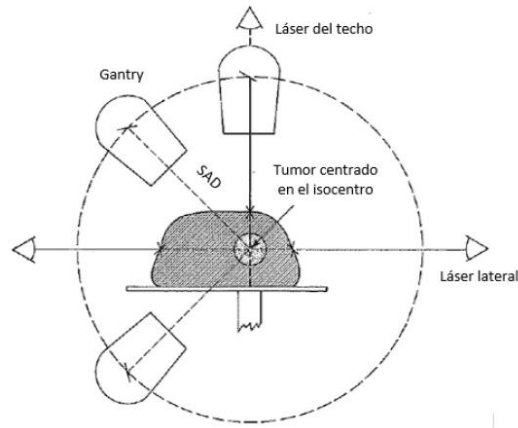


Figura 2A: Corte transversal de la colocación del paciente, el cual permite observar la geometría isocéntrica. Imagen tomada de la referencia (Karzmark, 1996).

Las figuras 3A y 4A muestran un esquema de un típico linac para uso clínico. Este diagrama proporciona un diseño general de los componentes y su distribución en el sistema. Sin embargo, existen diferencias significativas en el diseño de cada fabricante. Se describen, de forma breve, los componentes más importantes del diseño del fabricante Varian.

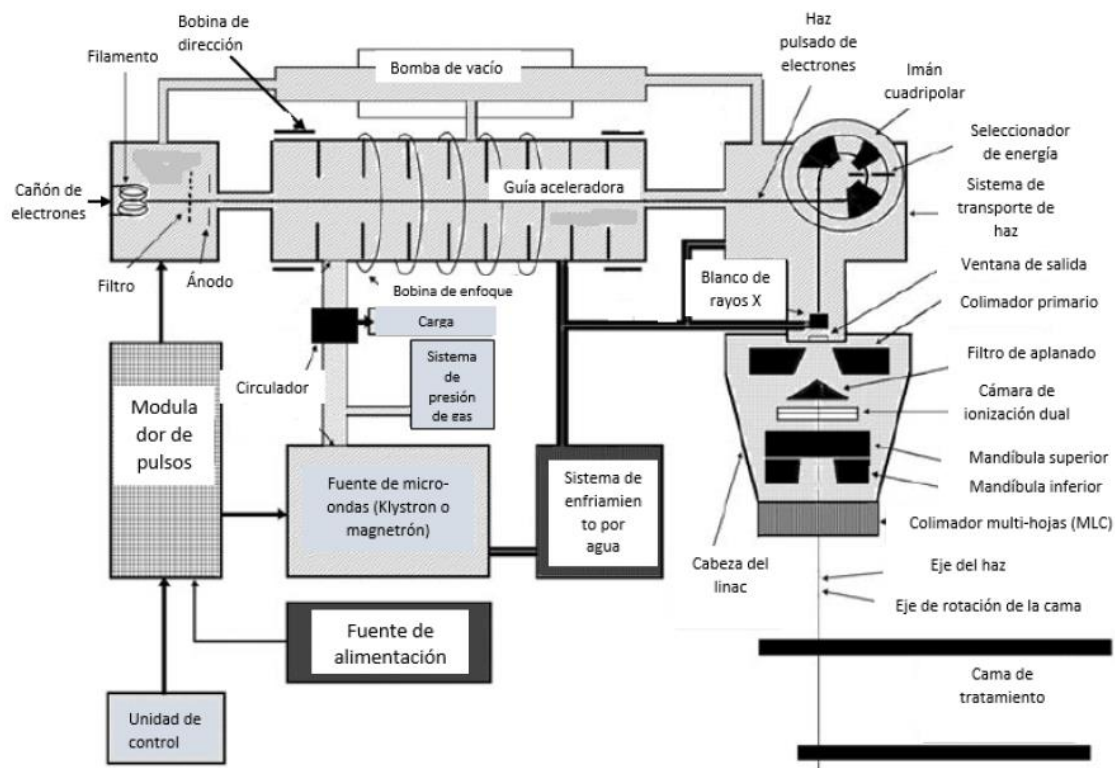


Figura 3A: Esquema de un linac para uso clínico. Imagen tomada de la referencia (Podgorsak 2005).

Los componentes más significativos del stand son los siguientes:

Klystron: Es una serie lineal de cavidades de microondas que se ensambla encima de un tanque de aceite aislante. Su función es amplificar, a frecuencias cercanas a 3000 MHz, las microondas generadas por un oscilador de baja potencia, por lo cual es capaz de producir campos electromagnéticos intensos en dichas cavidades. Por lo general, tiene dos cavidades

de microondas, la primera tiene como función acelerar a los electrones, que son emitidos de un filamento, mediante el campo eléctrico que se genera en su interior. Mientras, que la segunda frena a dichos electrones convirtiendo, cerca del 55%, de la energía cinética en microondas de alta frecuencia.

Guía de onda: Transporta las microondas generadas en el klystron a la guía aceleradora.

Circulador: Es un dispositivo que se encuentra conectado a la guía de onda, que conecta al klystron con la guía aceleradora, y que tiene como función aislar al klystron de las microondas retro-dispersadas en la guía aceleradora.

Sistema de enfriamiento por agua: Tiene como función regular la temperatura de la estructura y componentes del acelerador lineal.

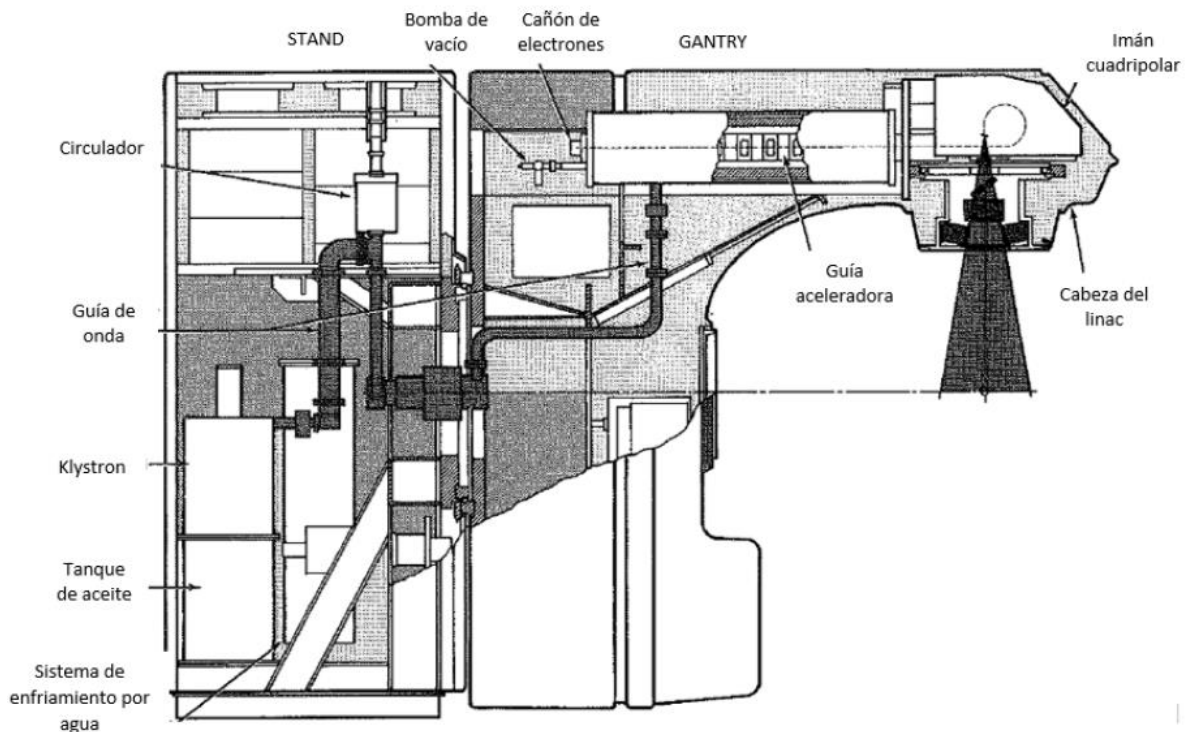


Figura 4A: Esquema de un linac de Varian. Imagen tomada de la referencia (Karzmark, 1996).

Los componentes más significativos del gantry son los siguientes:

Cañón de electrones: Se encarga de producir a los electrones que son acelerados en la guía aceleradora. Consta de un filamento (cátodo) que emite los electrones, un ánodo con una abertura en el centro por la cual pasan los electrones, y un filtro seleccionador de energía.

Guía aceleradora: Es una serie lineal de cavidades cilíndricas de micro-ondas, contenidas en un tubo de cobre, que se conecta a la guía de onda que transporta a las microondas amplificadas en el klystron. Lo cual permite acelerar a los electrones, emitidos del cañón de electrones, cada vez que estos cruzan el campo eléctrico que se genera en las cavidades cilíndricas de microondas. La longitud de las guías aceleradoras varía, en el rango de 30 cm a 150 cm, en función de la energía cinética que se desea tenga el haz de electrones.

Imán cuadripolar (o de flexión): Su función es cambiar la trayectoria, cerca de 270° , del haz de electrones que emerge de la guía aceleradora, de tal forma que se dirijan al blanco de alto número atómico y por medio del efecto bremsstrahlung se produzcan rayos X, o bien para ser usados directamente en tratamientos.

Cabeza del linac: Contiene al colimador primario, la cámara de ionización dual, las mandíbulas superior e inferior y el colimador multihojas.

Anexo B

Graficas de las comparaciones de las mediciones con el maniquí 3D y los cálculos realizados por eMC, por medio de una evaluación gamma.

Comparaciones de PDD

4 MeV y Cono 6x6 cm²

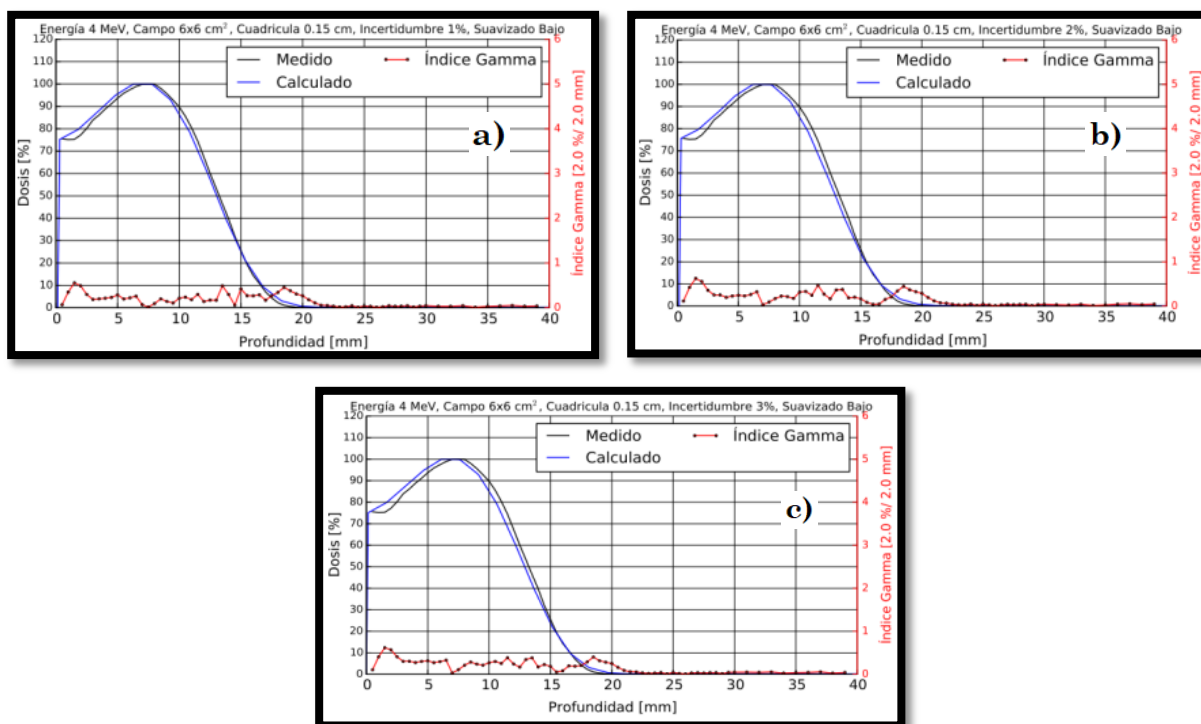


Figura 1B. Comparaciones con parámetros de entrada en la configuración de eMC con un tamaño de cuadrícula de **“0.15 cm”**, suavizado **“bajo”** e incertidumbres de a) 1%, b) 2% y c) 3 %.

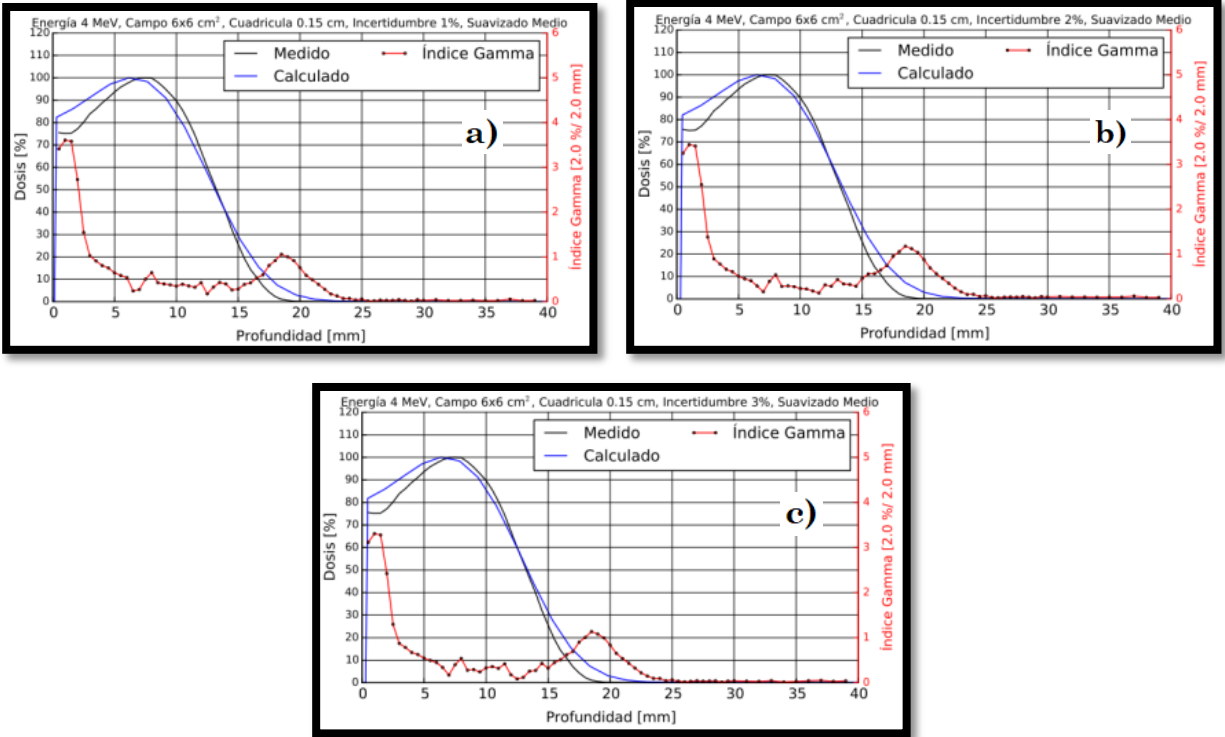


Figura 2B. Comparaciones con parámetros de entrada en la configuración de eMC con un tamaño de cuadrícula de **“0.15 cm”**, suavizado **“medio”** e incertidumbres de a) 1%, b) 2% y c) 3 %.

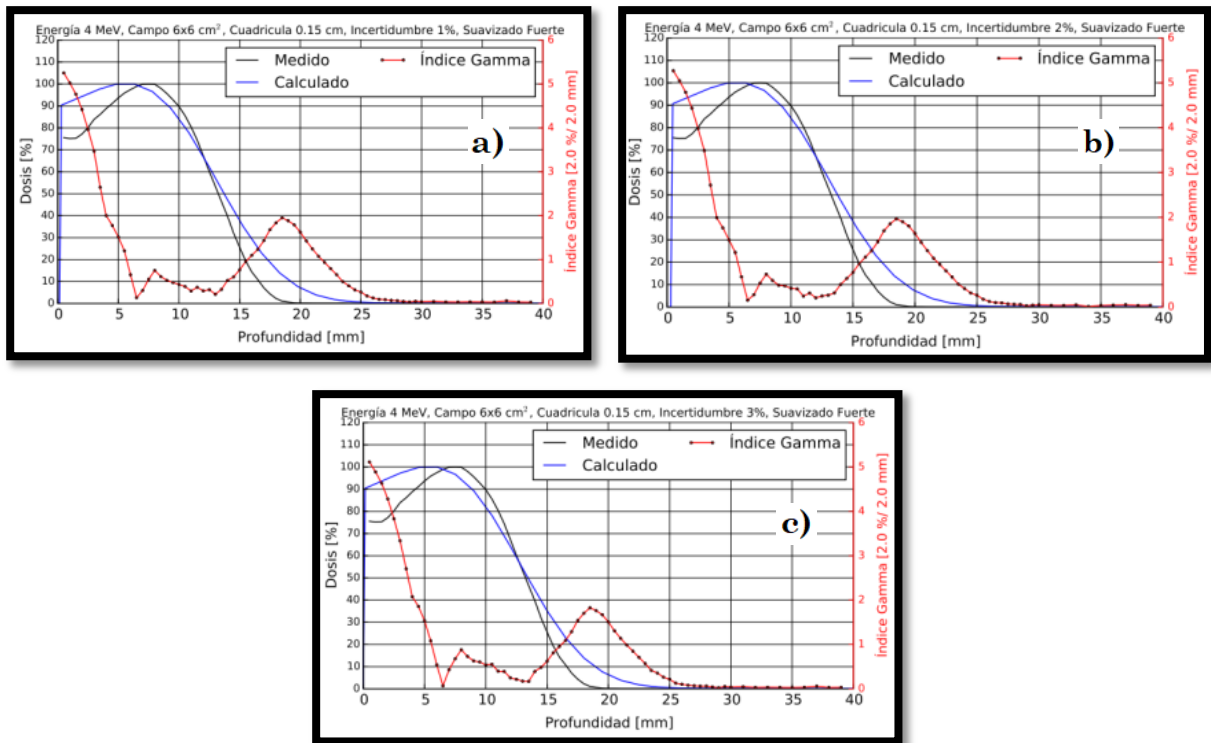


Figura 3B. Comparaciones con parámetros de entrada en la configuración de eMC con un tamaño de cuadrícula de **“0.15 cm”**, suavizado **“fuerte”** e incertidumbres de a) 1%, b) 2% y c) 3 %.

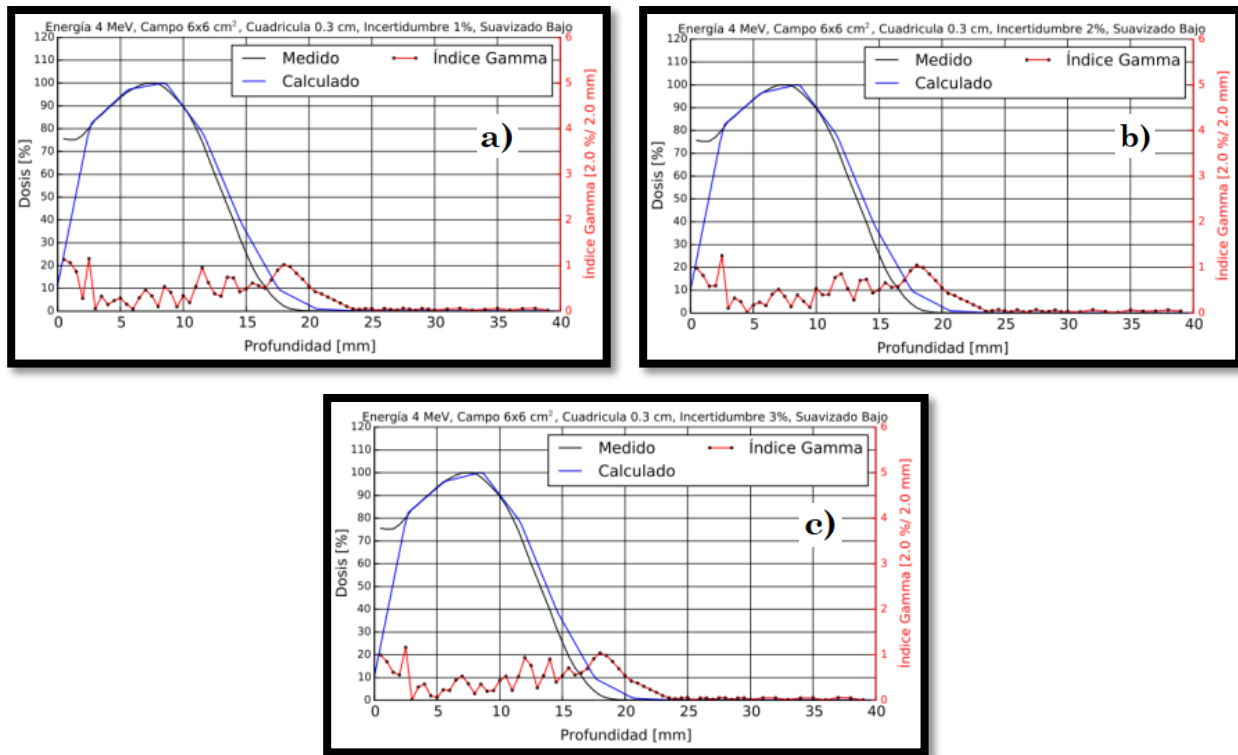


Figura 4B. Comparaciones con parámetros de entrada en la configuración de eMC con un tamaño de cuadrícula de **“0.3 cm”**, suavizado **“bajo”** e incertidumbres de a) 1%, b) 2% y c) 3 %.

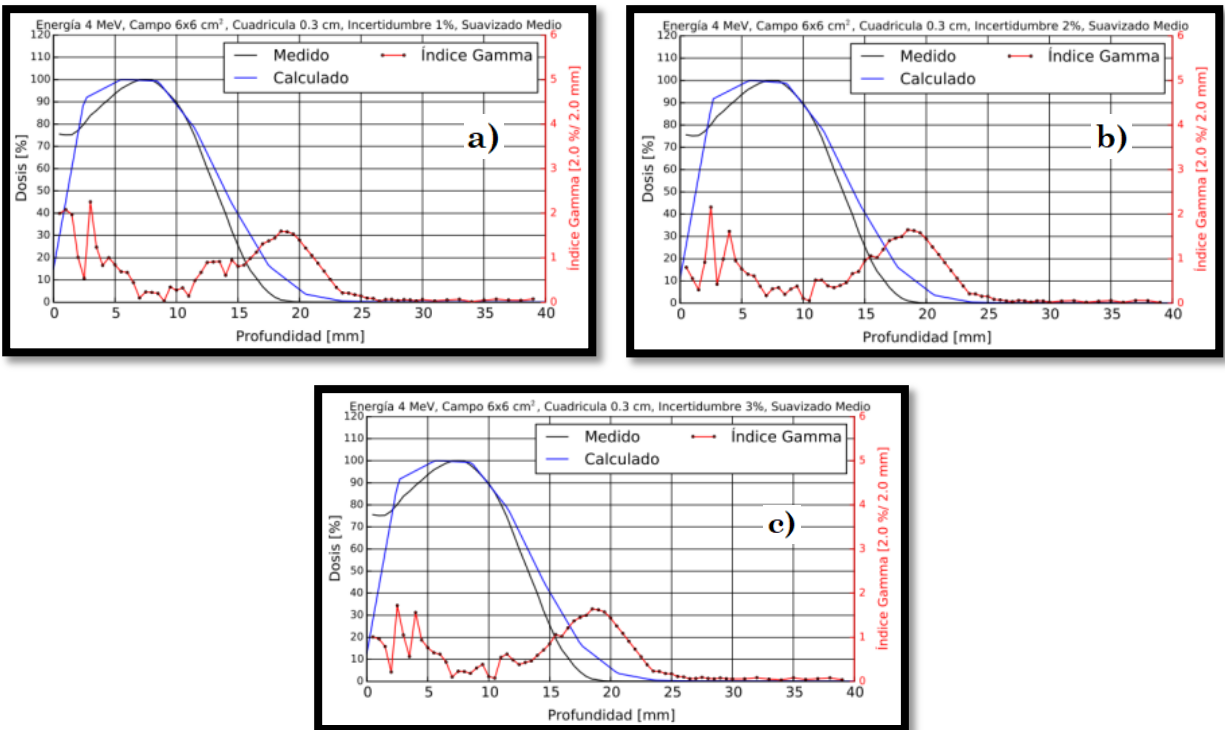


Figura 5B. Comparaciones con parámetros de entrada en la configuración de eMC con un tamaño de cuadrícula de **“0.3 cm”**, suavizado **“medio”** e incertidumbres de a) 1%, b) 2% y c) 3 %.

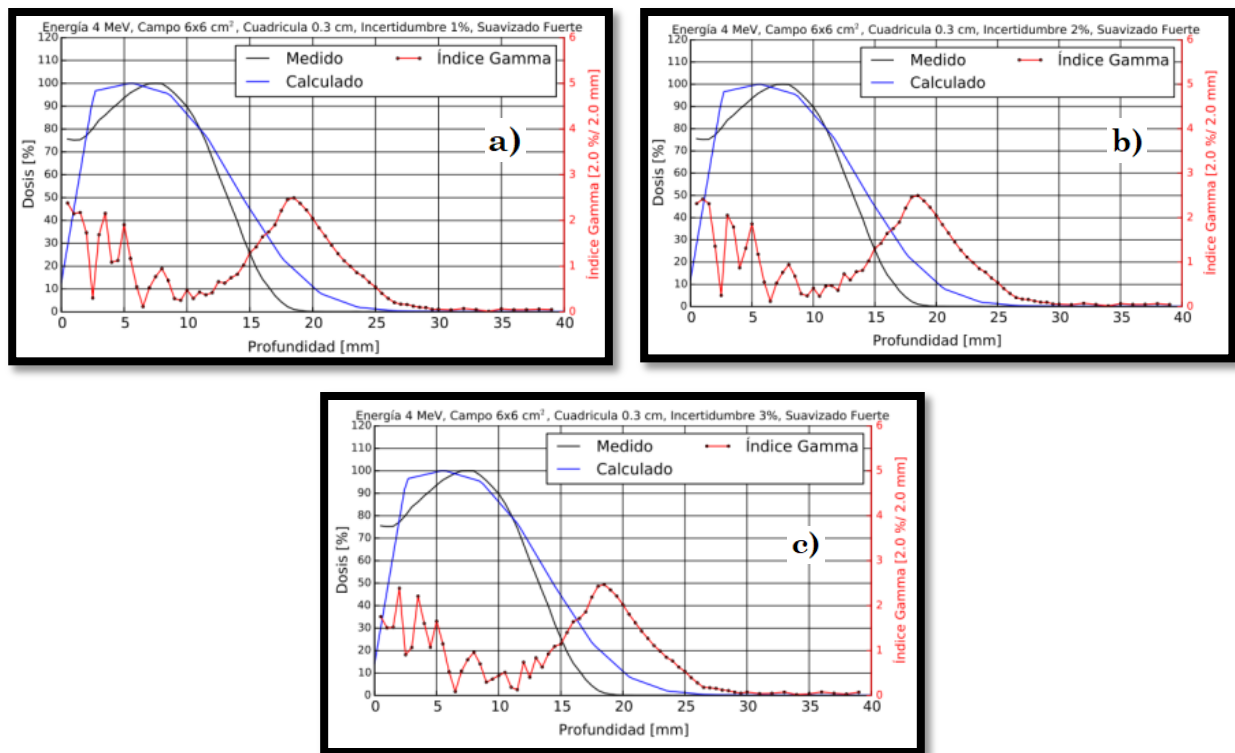


Figura 6B. Comparaciones con parámetros de entrada en la configuración de eMC con un tamaño de cuadrícula de **“0.3 cm”**, suavizado **“fuerte”** e incertidumbres de a) 1%, b) 2% y c) 3 %.

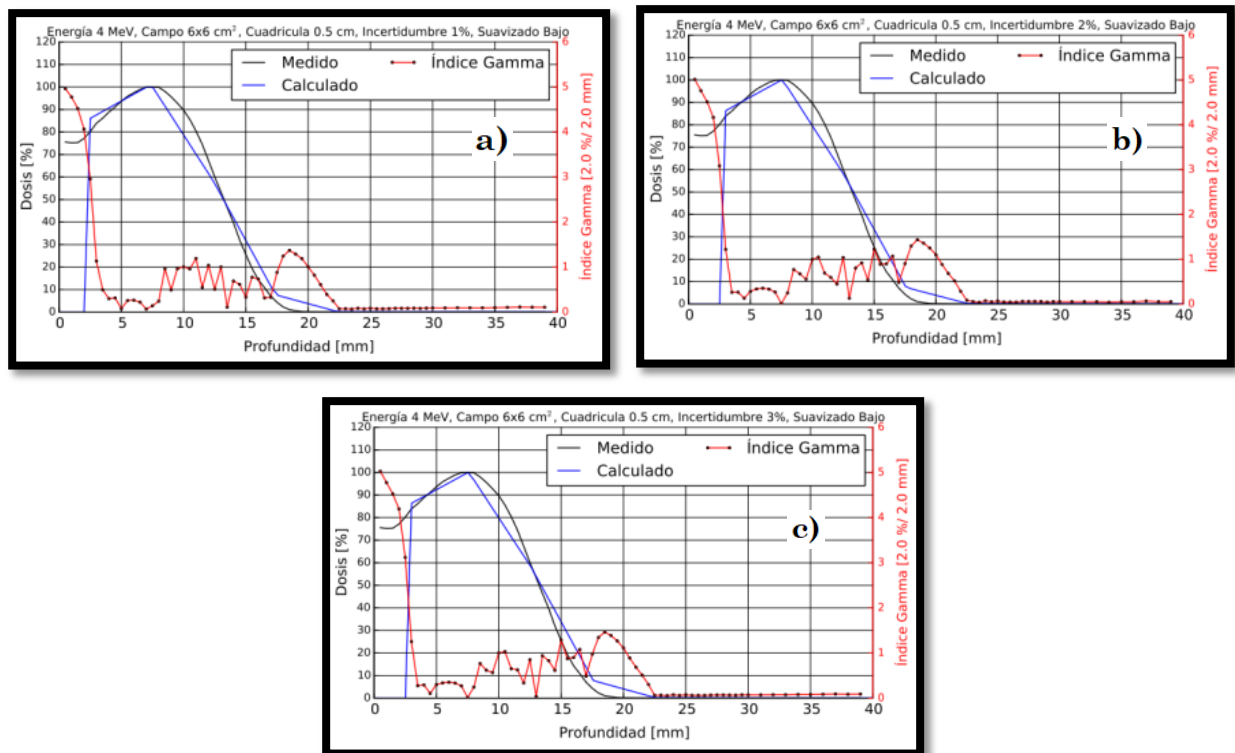


Figura 7B. Comparaciones con parámetros de entrada en la configuración de eMC con un tamaño de cuadrícula de **“0.5 cm”**, suavizado **“bajo”** e incertidumbres de a) 1%, b) 2% y c) 3 %.

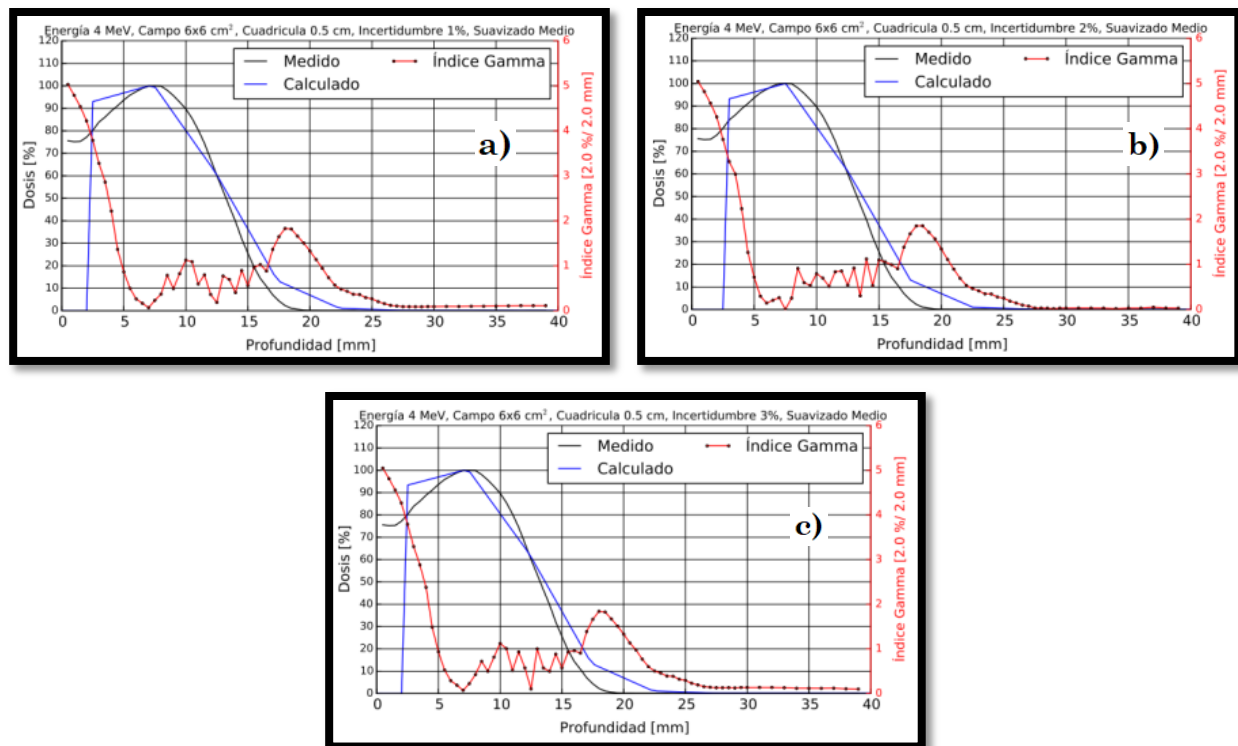


Figura 8B. Comparaciones con parámetros de entrada en la configuración de eMC con un tamaño de cuadrícula de **“0.5 cm”**, suavizado **“medio”** e incertidumbres de a) 1%, b) 2% y c) 3 %.

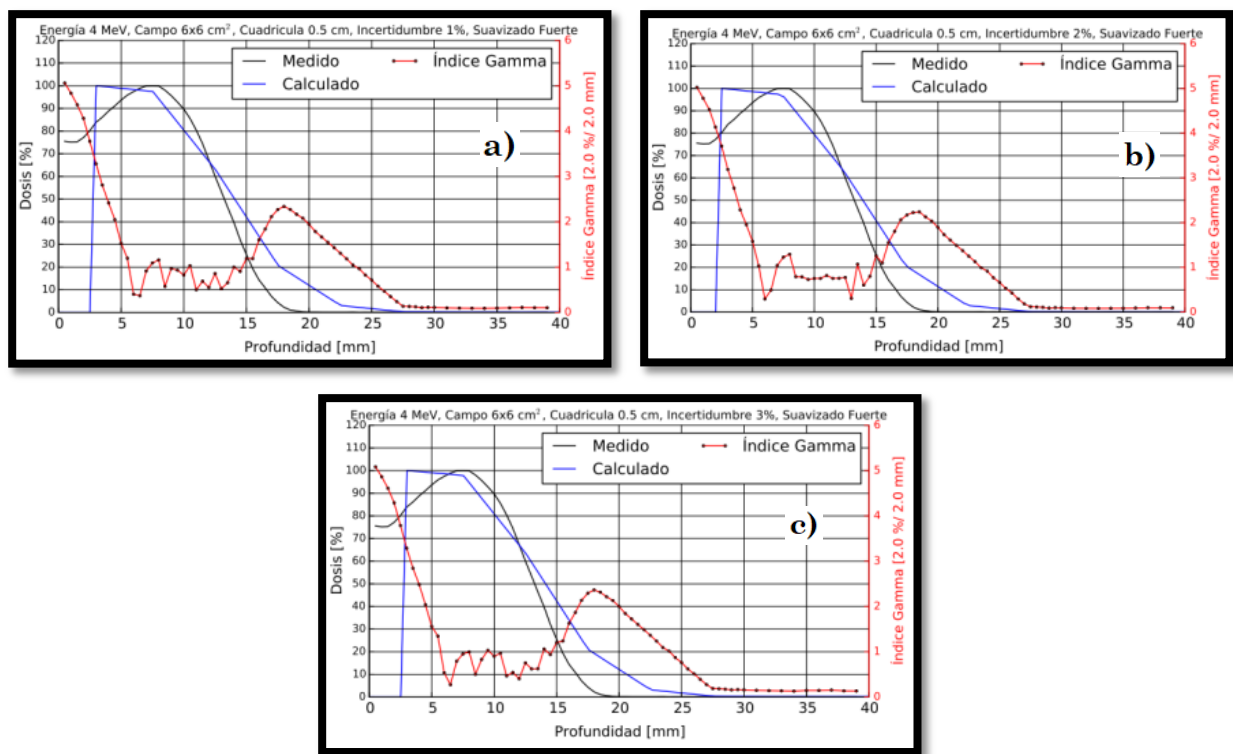


Figura 9B. Comparaciones con parámetros de entrada en la configuración de eMC con un tamaño de cuadrícula de **“0.5 cm”**, suavizado **“fuerte”** e incertidumbres de a) 1%, b) 2% y c) 3 %.

4 MeV y Cono 25x25 cm²

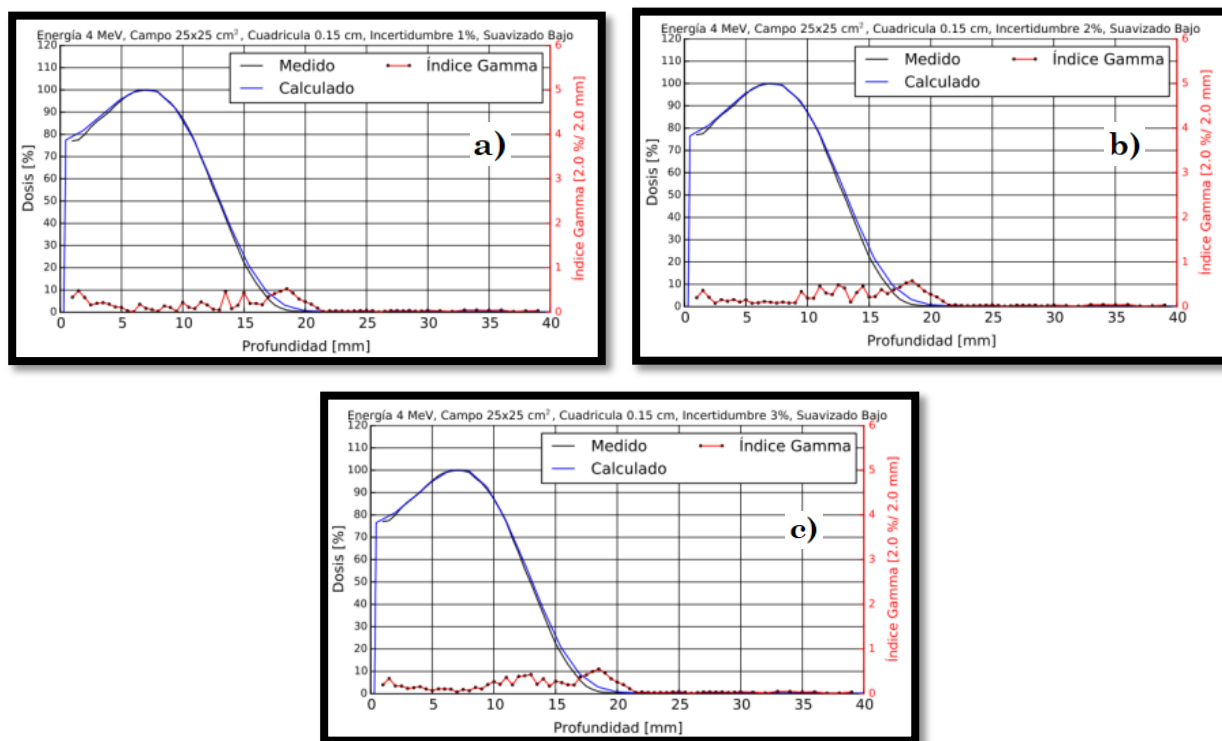


Figura 10B. Comparaciones con parámetros de entrada en la configuración de eMC con un tamaño de cuadrícula de **“0.15 cm”**, suavizado **“bajo”** e incertidumbres de a) 1%, b) 2% y c) 3 %.

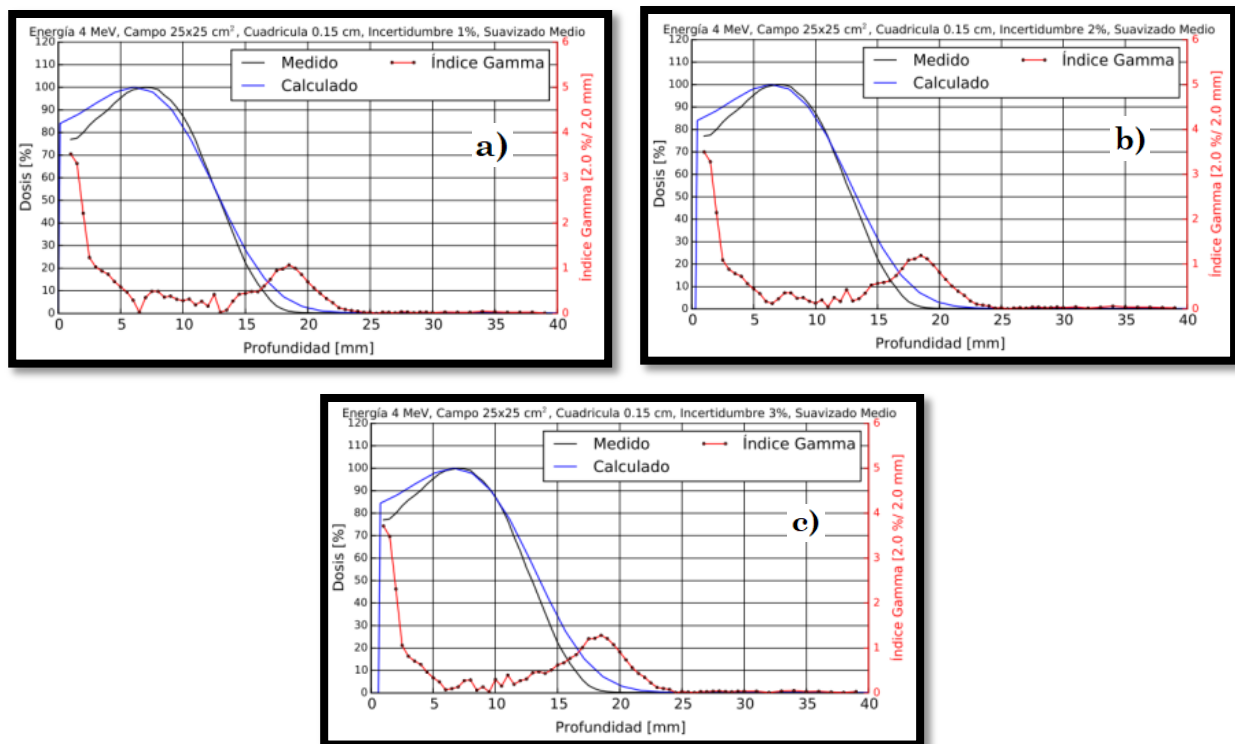


Figura 11B. Comparaciones con parámetros de entrada en la configuración de eMC con un tamaño de cuadrícula de **“0.15 cm”**, suavizado **“medio”** e incertidumbres de a) 1%, b) 2% y c) 3 %.

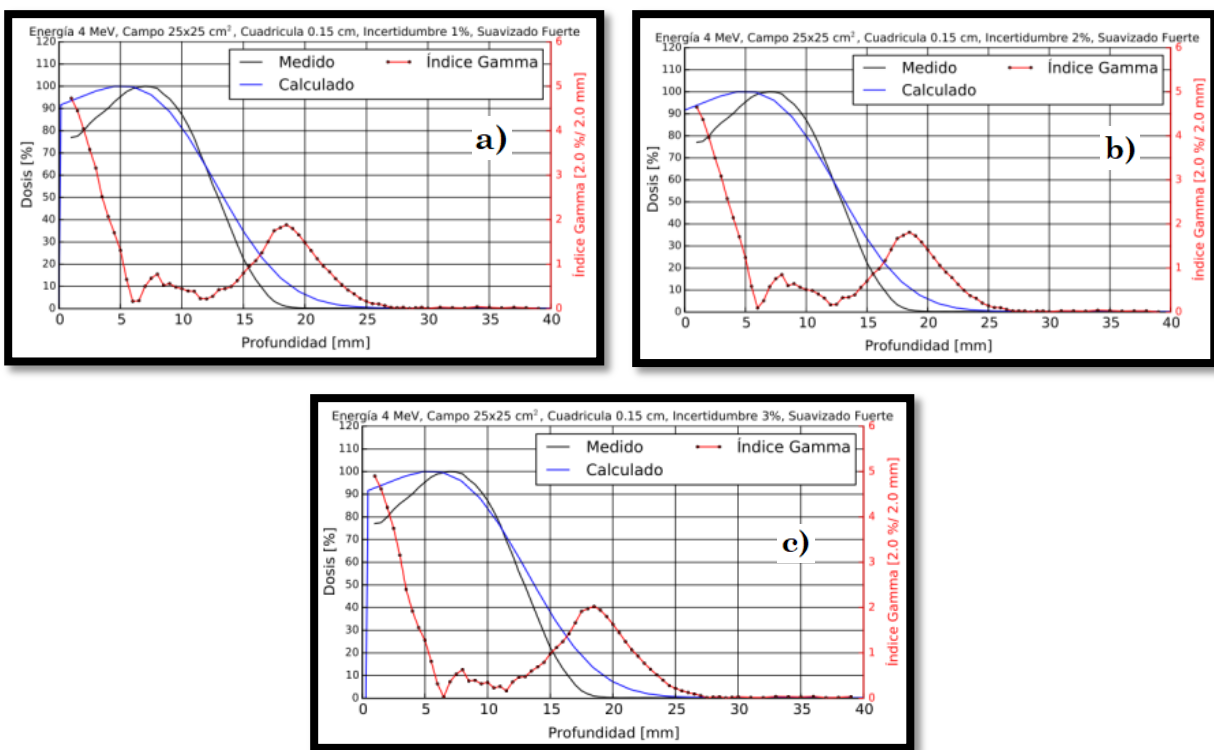


Figura 12B. Comparaciones con parámetros de entrada en la configuración de eMC con un tamaño de cuadrícula de **“0.15 cm”**, suavizado **“fuerte”** e incertidumbres de a) 1%, b) 2% y c) 3 %.

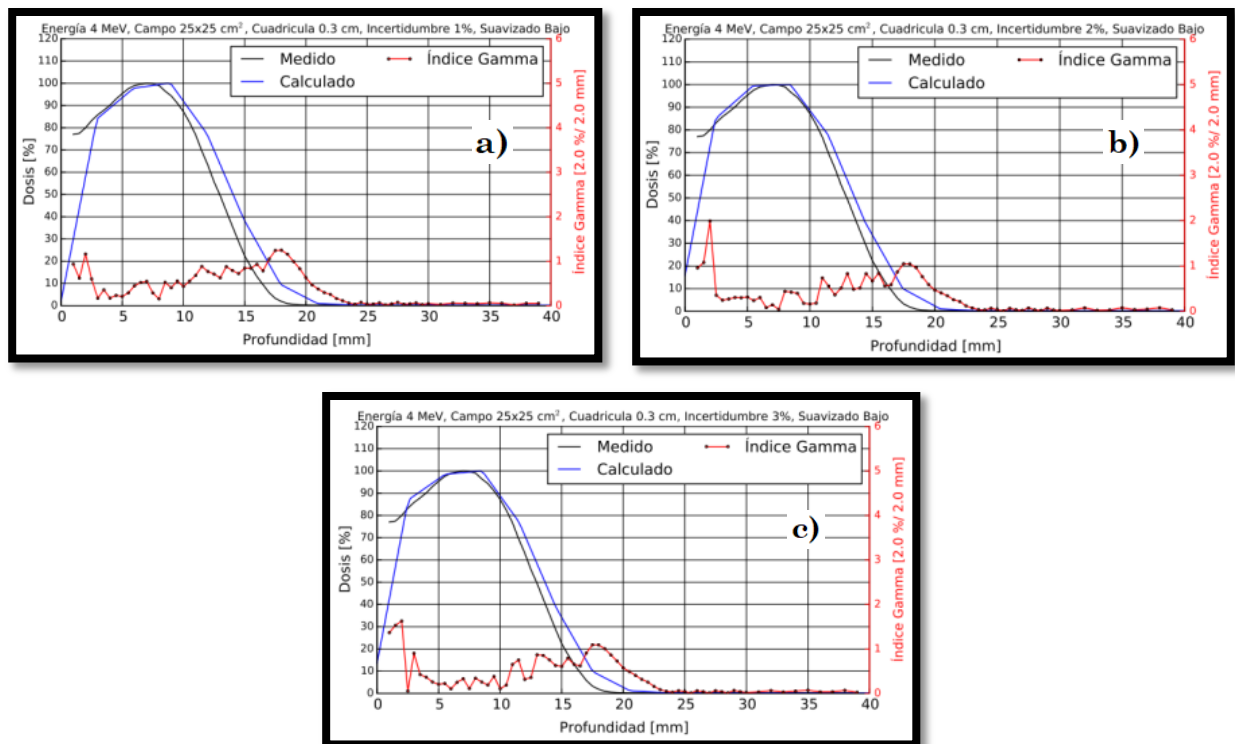


Figura 13B. Comparaciones con parámetros de entrada en la configuración de eMC con un tamaño de cuadrícula de **“0.3 cm”**, suavizado **“bajo”** e incertidumbres de a) 1%, b) 2% y c) 3 %.

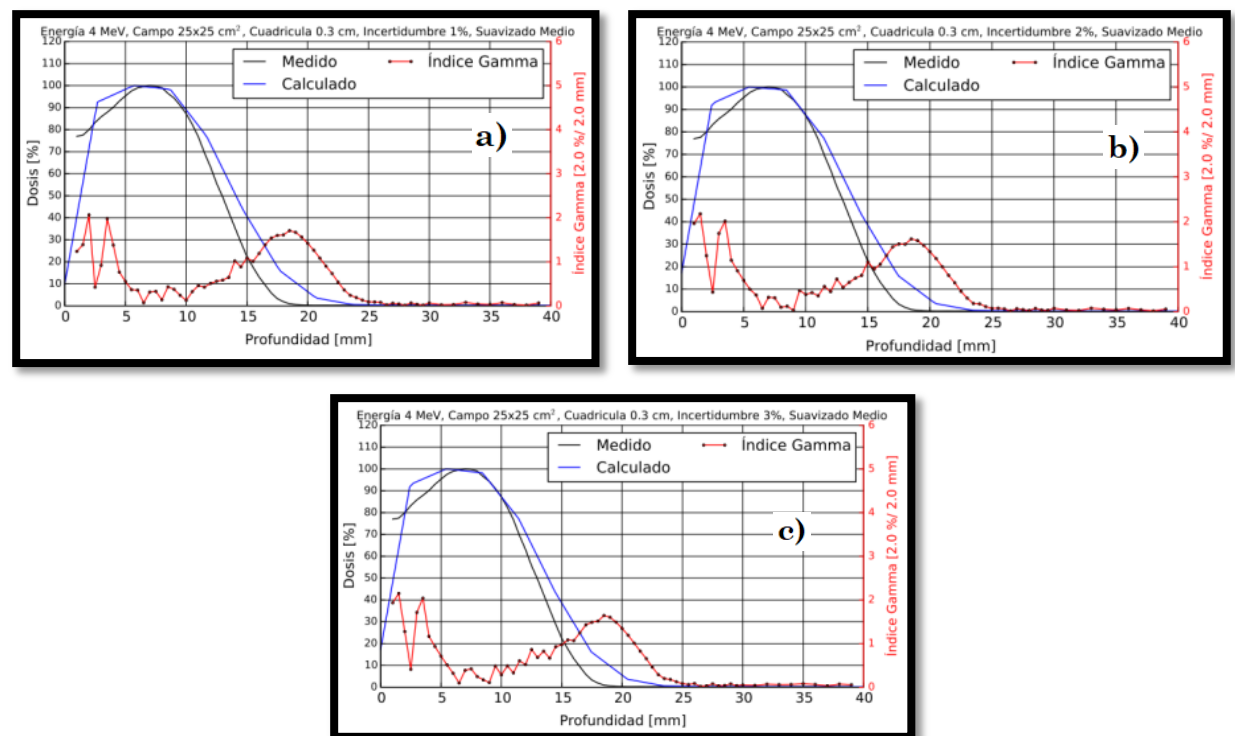


Figura 14B. Comparaciones con parámetros de entrada en la configuración de eMC con un tamaño de cuadrícula de **“0.3 cm”**, suavizado **“medio”** e incertidumbres de a) 1%, b) 2% y c) 3 %.

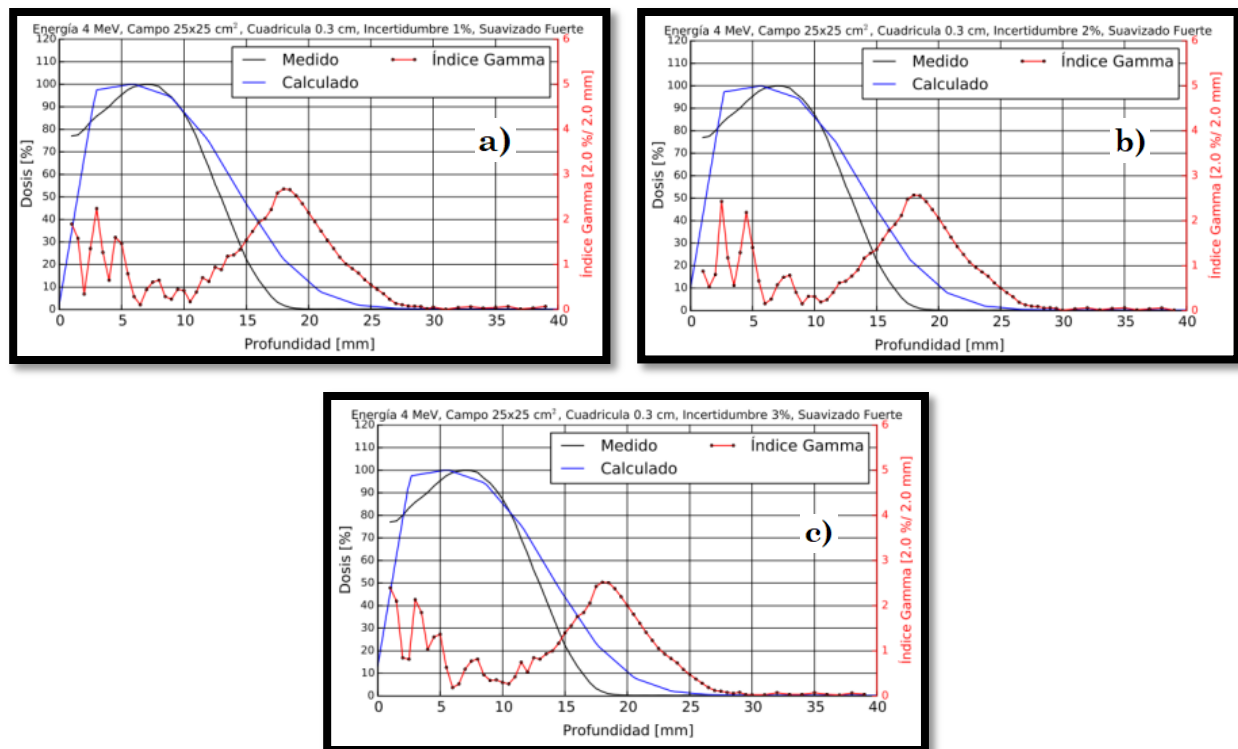


Figura 15B. Comparaciones con parámetros de entrada en la configuración de eMC con un tamaño de cuadrícula de **“0.3 cm”**, suavizado **“fuerte”** e incertidumbres de a) 1%, b) 2% y c) 3 %.

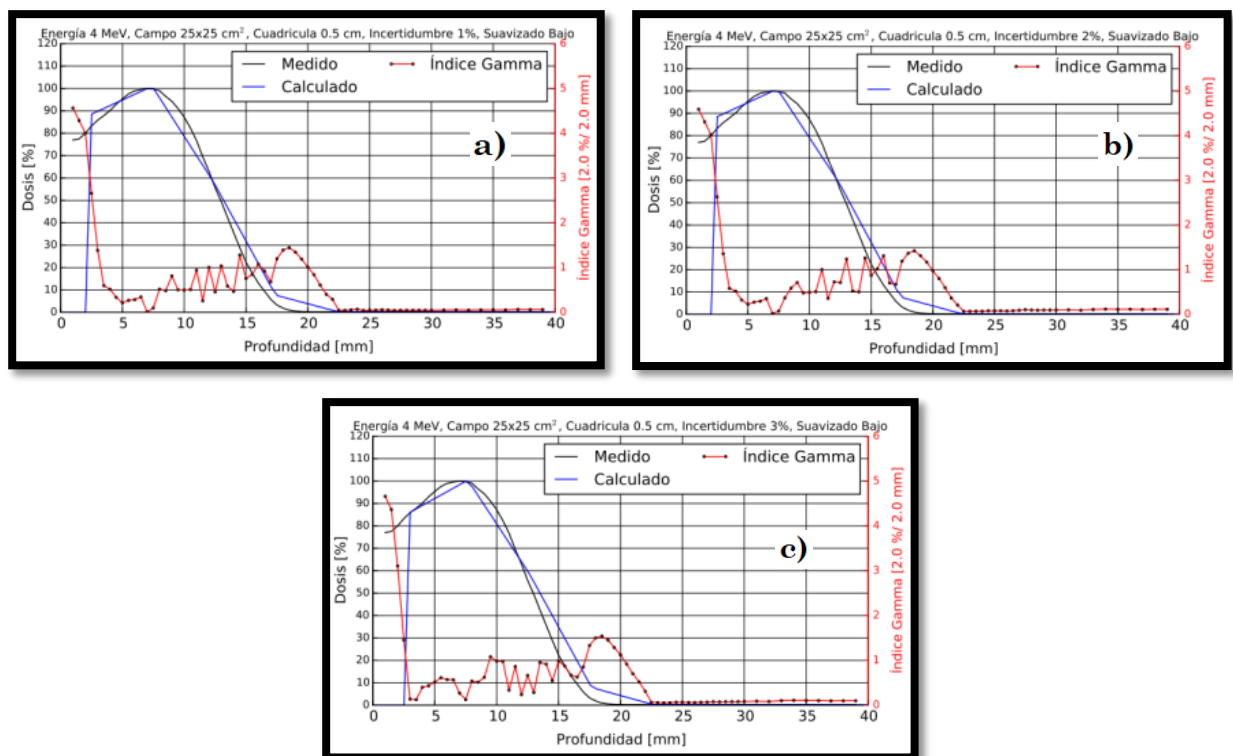


Figura 16B. Comparaciones con parámetros de entrada en la configuración de eMC con un tamaño de cuadrícula de **“0.5 cm”**, suavizado **“bajo”** e incertidumbres de a) 1%, b) 2% y c) 3 %.

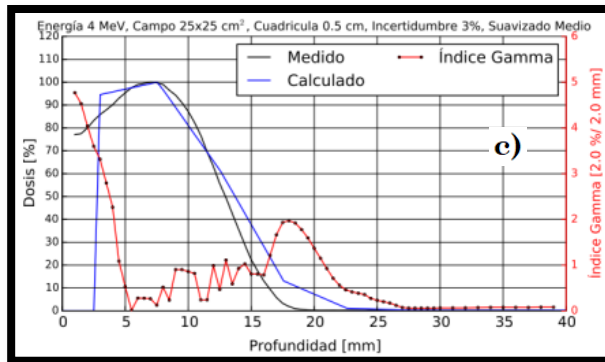
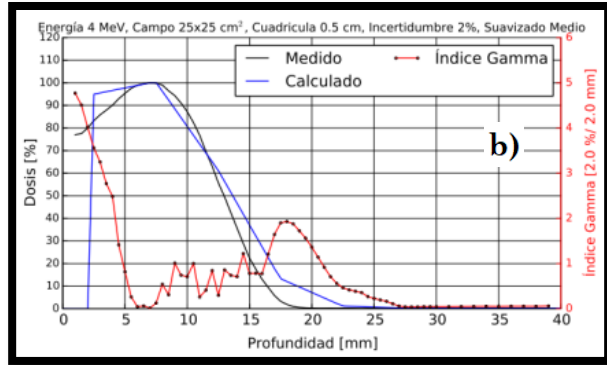
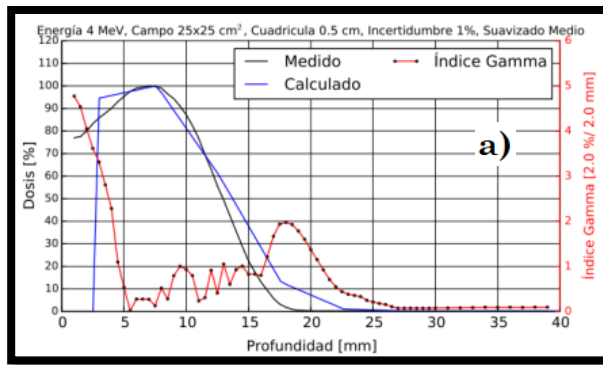


Figura 17B. Comparaciones con parámetros de entrada en la configuración de eMC con un tamaño de cuadrícula de **“0.5 cm”**, suavizado **“medio”** e incertidumbres de a) 1%, b) 2% y c) 3 %.

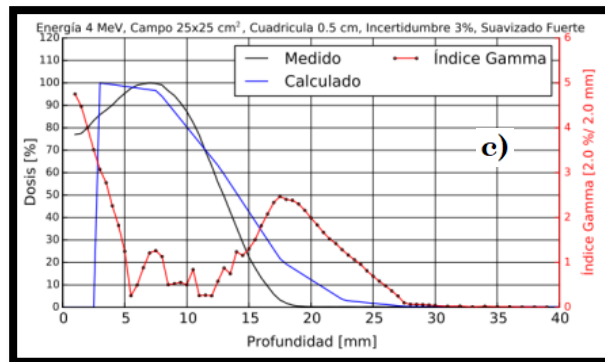
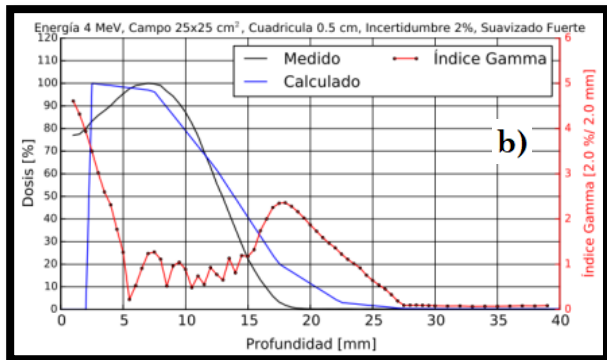
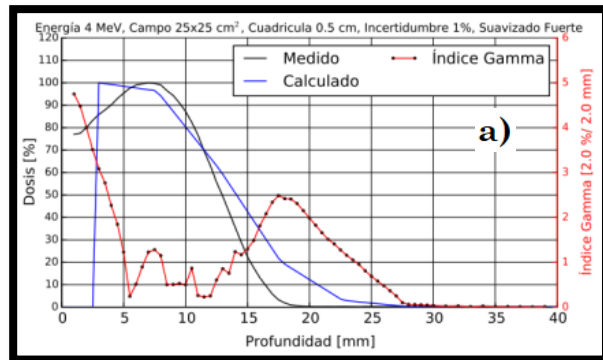


Figura 18B. Comparaciones con parámetros de entrada en la configuración de eMC con un tamaño de cuadrícula de **“0.5 cm”**, suavizado **“fuerte”** e incertidumbres de a) 1%, b) 2% y c) 3 %.

6 MeV y Cono 6x6 cm²

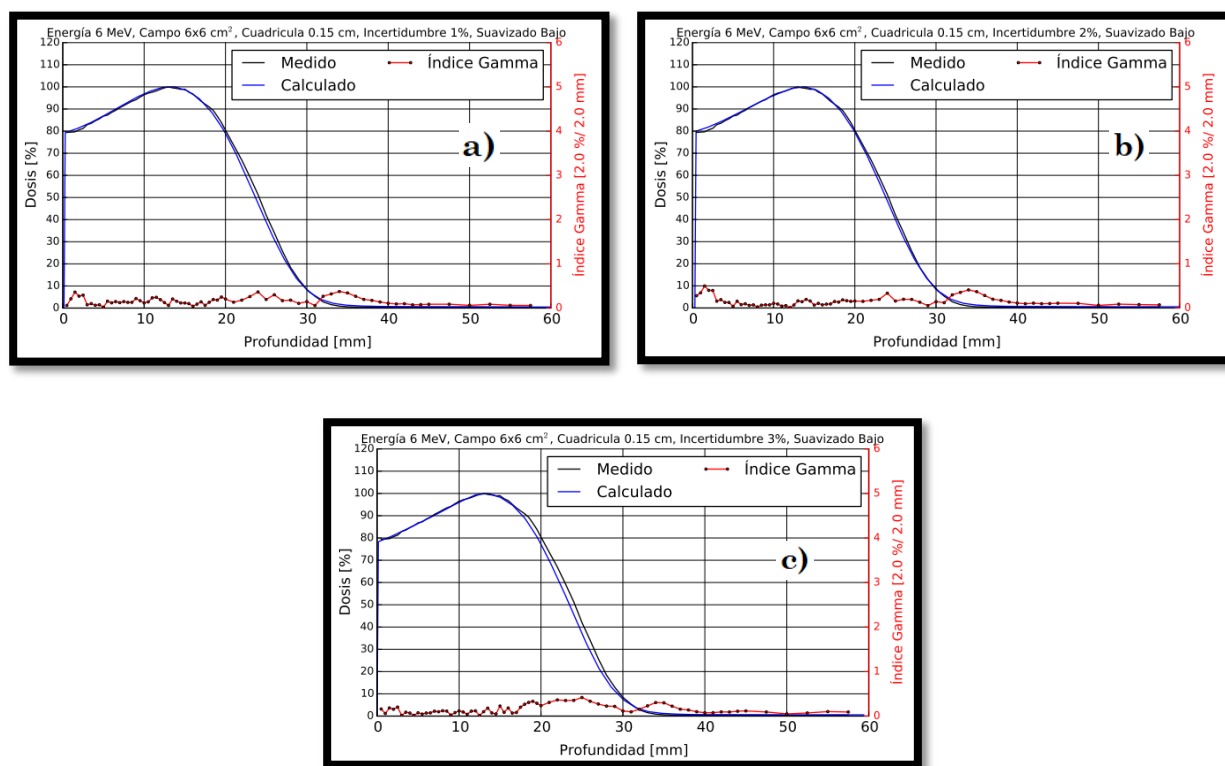


Figura 19B. Comparaciones con parámetros de entrada en la configuración de eMC con un tamaño de cuadrícula de **“0.15 cm”**, suavizado **“bajo”** e incertidumbres de a) 1%, b) 2% y c) 3 %.

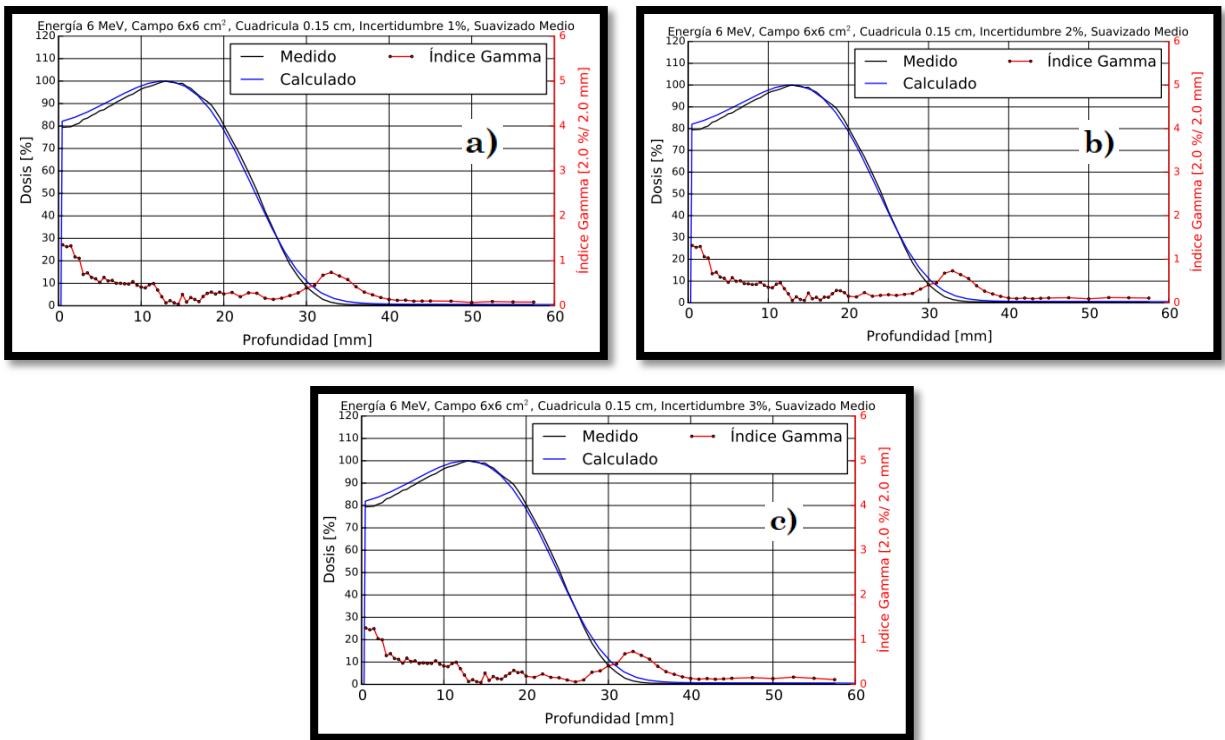


Figura 20B. Comparaciones con parámetros de entrada en la configuración de eMC con un tamaño de cuadrícula de **“0.15 cm”**, suavizado **“medio”** e incertidumbres de a) 1%, b) 2% y c) 3 %.

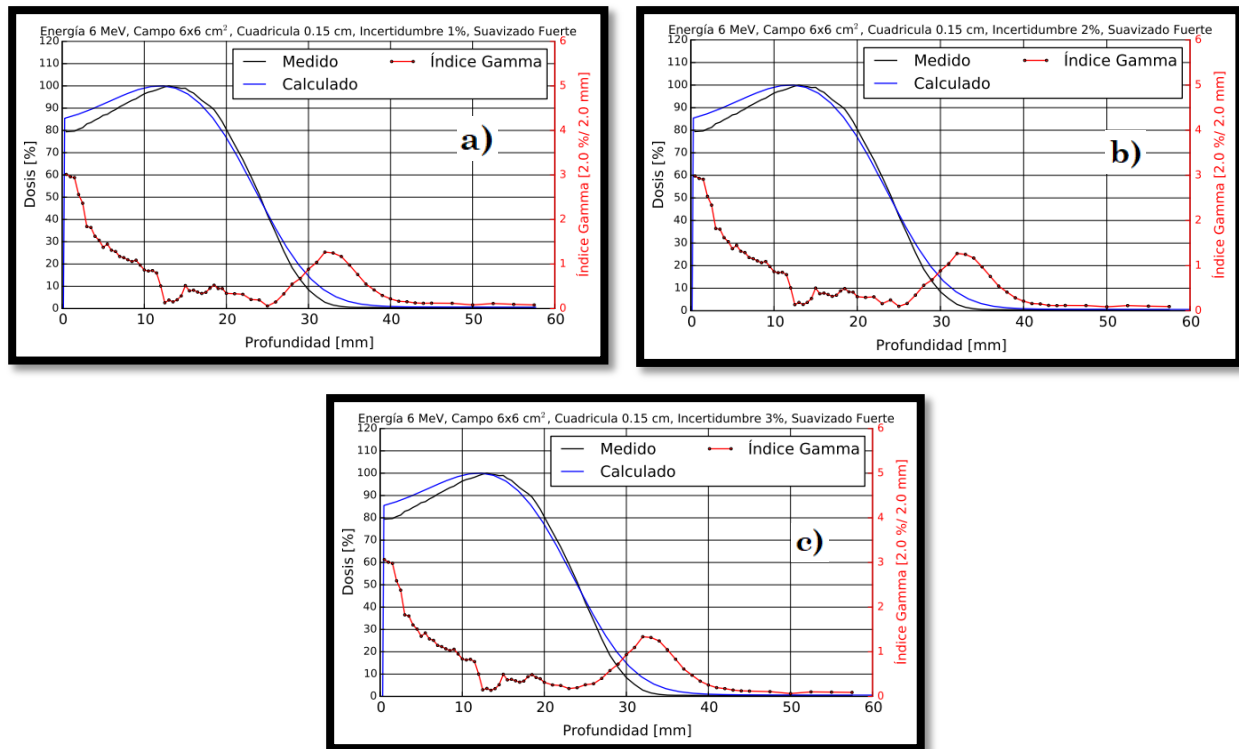


Figura 21B. Comparaciones con parámetros de entrada en la configuración de eMC con un tamaño de cuadrícula de **“0.15 cm”**, suavizado **“fuerte”** e incertidumbres de a) 1%, b) 2% y c) 3 %.

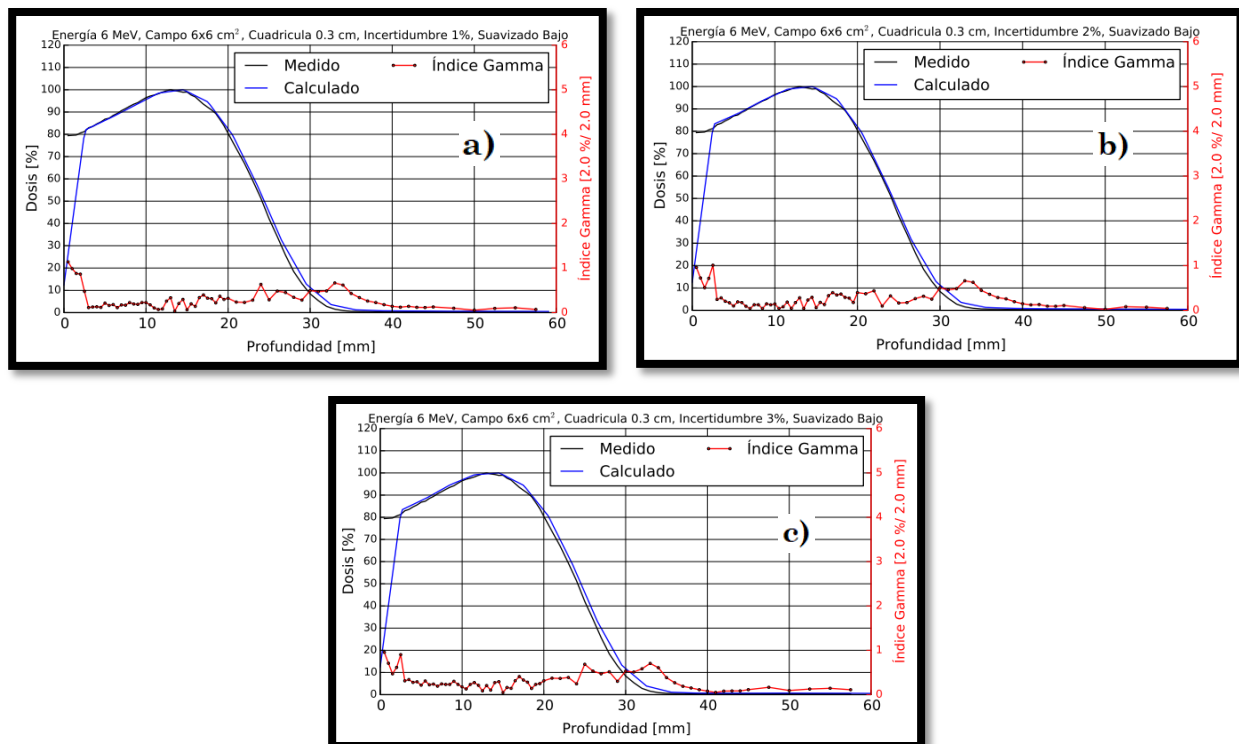


Figura 22B. Comparaciones con parámetros de entrada en la configuración de eMC con un tamaño de cuadrícula de **“0.3 cm”**, suavizado **“bajo”** e incertidumbres de a) 1%, b) 2% y c) 3 %.

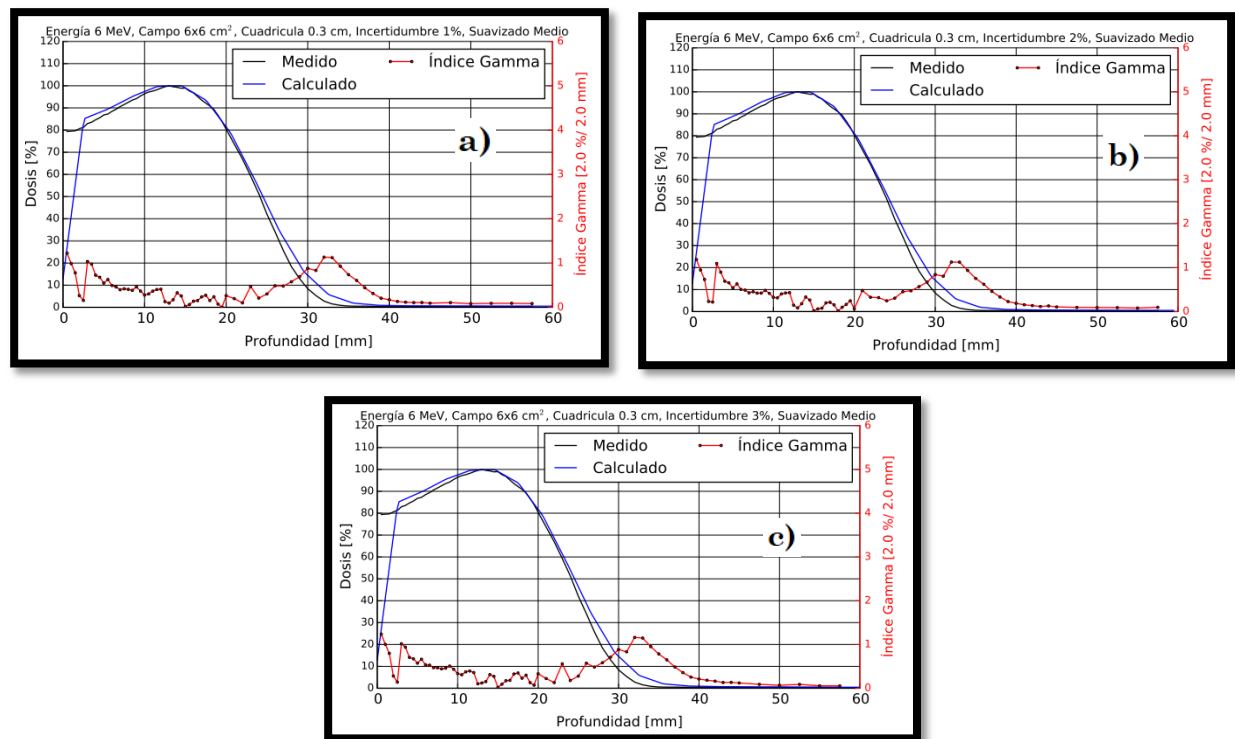


Figura 23B. Comparaciones con parámetros de entrada en la configuración de eMC con un tamaño de cuadrícula de **“0.3 cm”**, suavizado **“medio”** e incertidumbres de a) 1%, b) 2% y c) 3 %.

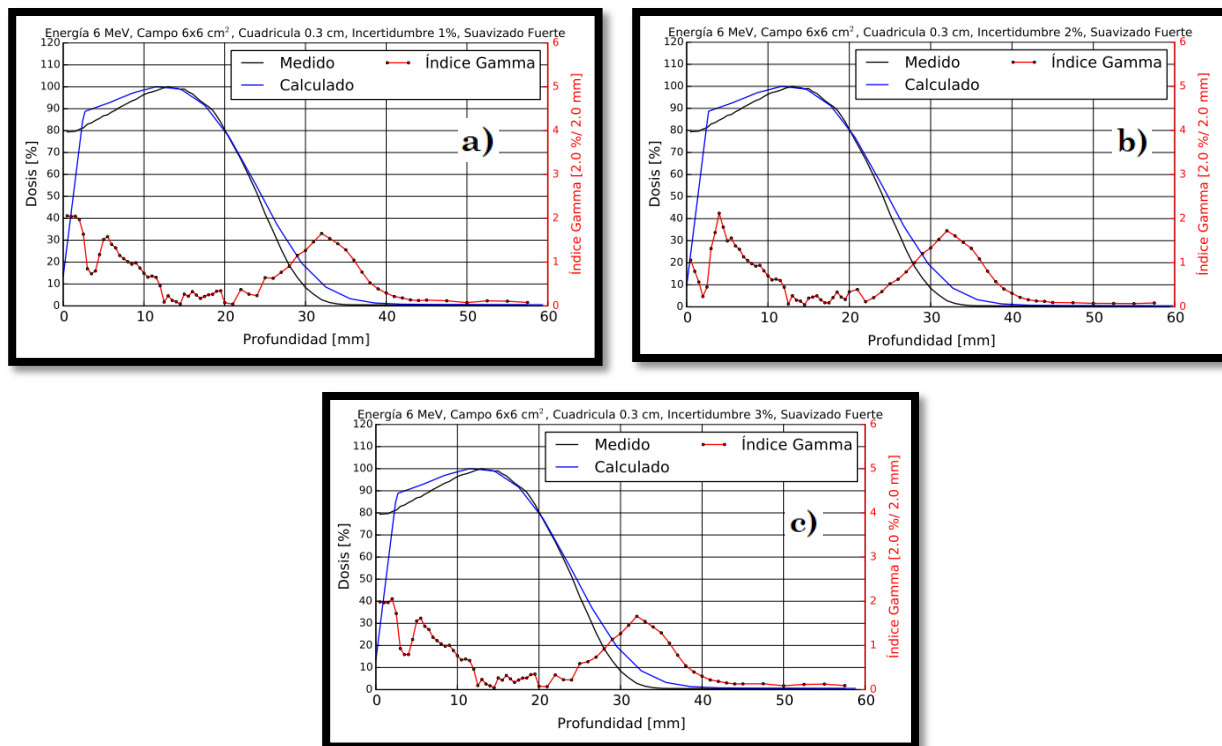


Figura 24B. Comparaciones con parámetros de entrada en la configuración de eMC con un tamaño de cuadrícula de **“0.3 cm”**, suavizado **“fuerte”** e incertidumbres de a) 1%, b) 2% y c) 3 %.

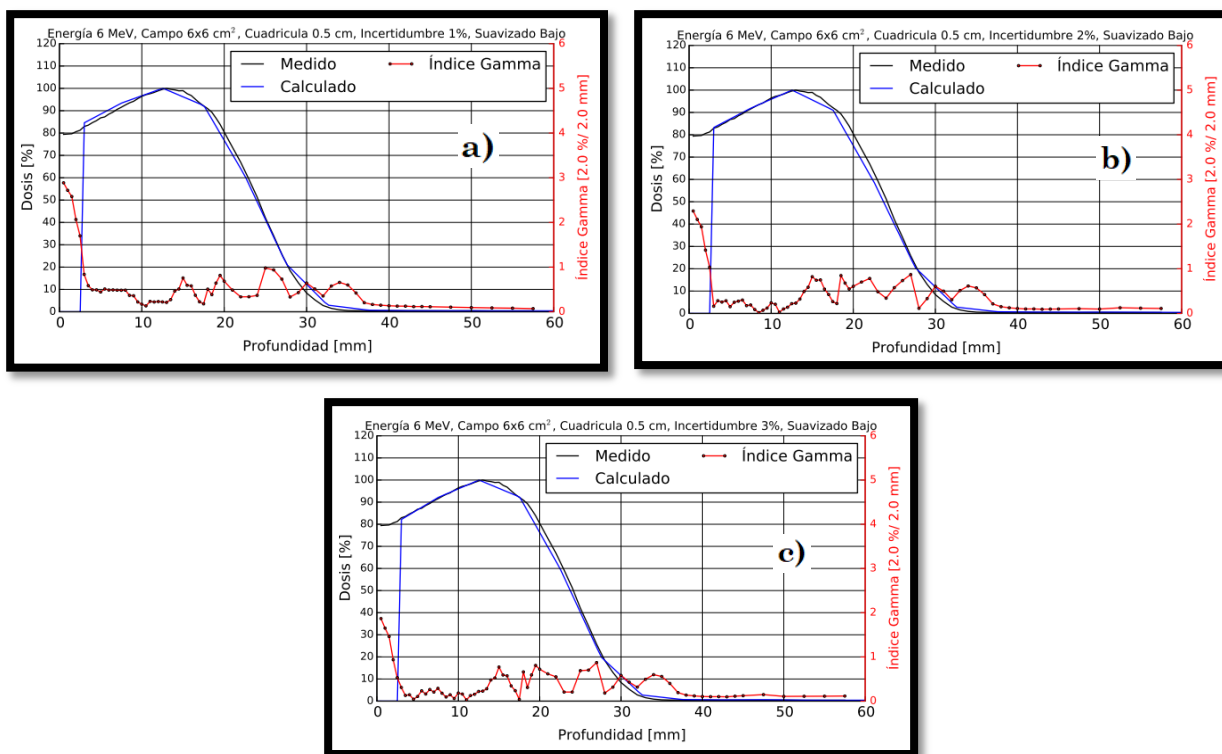


Figura 25B. Comparaciones con parámetros de entrada en la configuración de eMC con un tamaño de cuadrícula de **“0.5 cm”**, suavizado **“bajo”** e incertidumbres de a) 1%, b) 2% y c) 3 %.

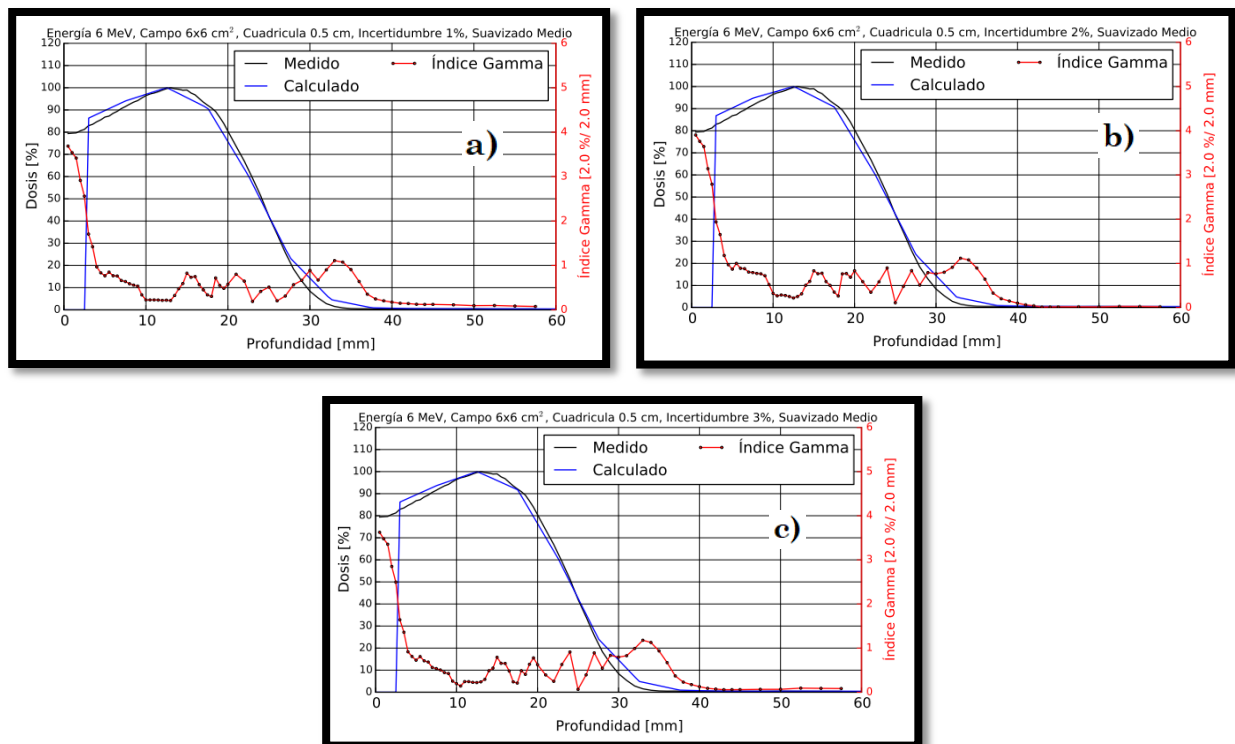


Figura 26B. Comparaciones con parámetros de entrada en la configuración de eMC con un tamaño de cuadrícula de “**0.5 cm**”, suavizado “**medio**” e incertidumbres de a) 1%, b) 2% y c) 3 %.

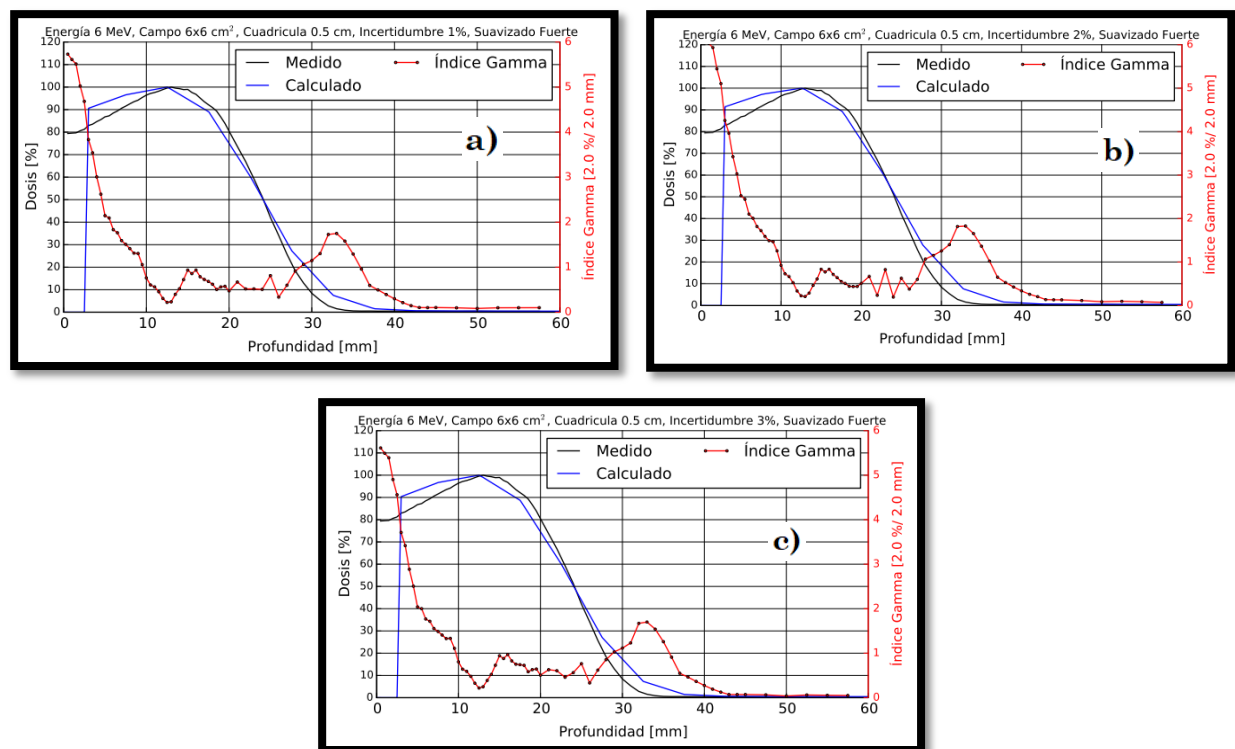


Figura 27B. Comparaciones con parámetros de entrada en la configuración de eMC con un tamaño de cuadrícula de “**0.5 cm**”, suavizado “**fuerte**” e incertidumbres de a) 1%, b) 2% y c) 3 %.

6 MeV y Cono 25x25 cm²

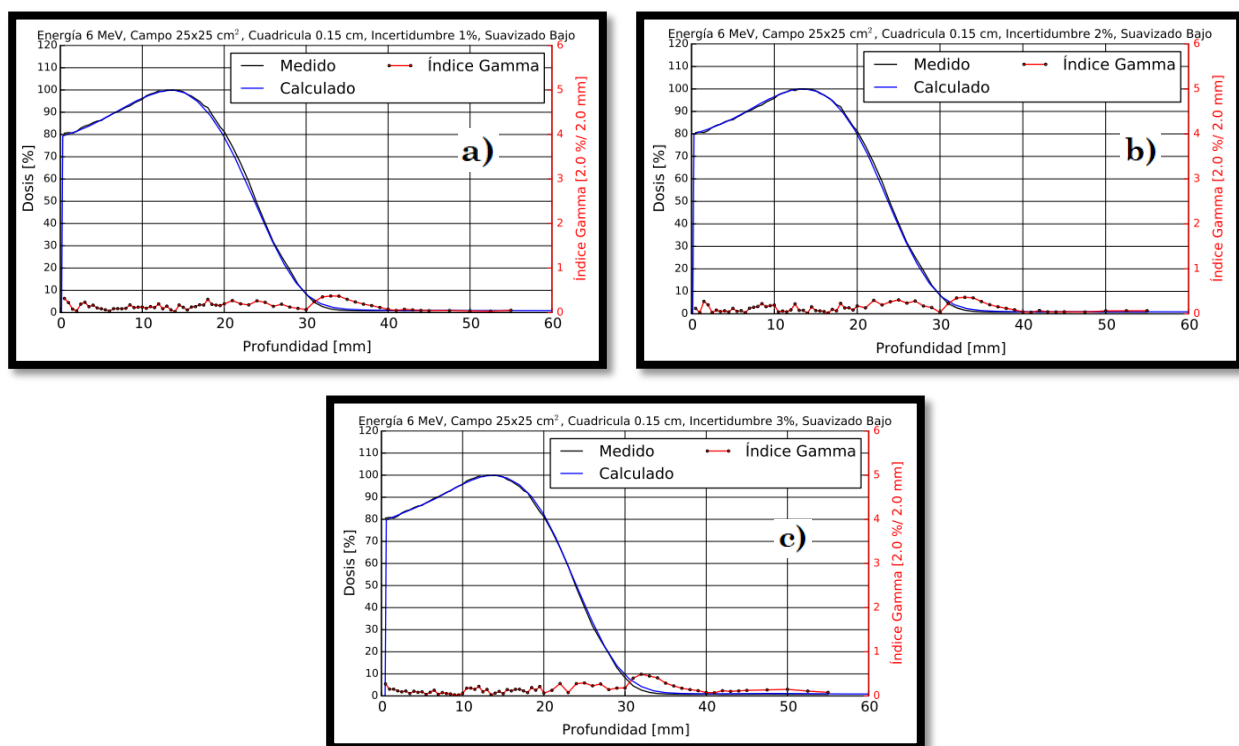


Figura 28B. Comparaciones con parámetros de entrada en la configuración de eMC con un tamaño de cuadrícula de **“0.15 cm”**, suavizado **“bajo”** e incertidumbres de a) 1%, b) 2% y c) 3 %.

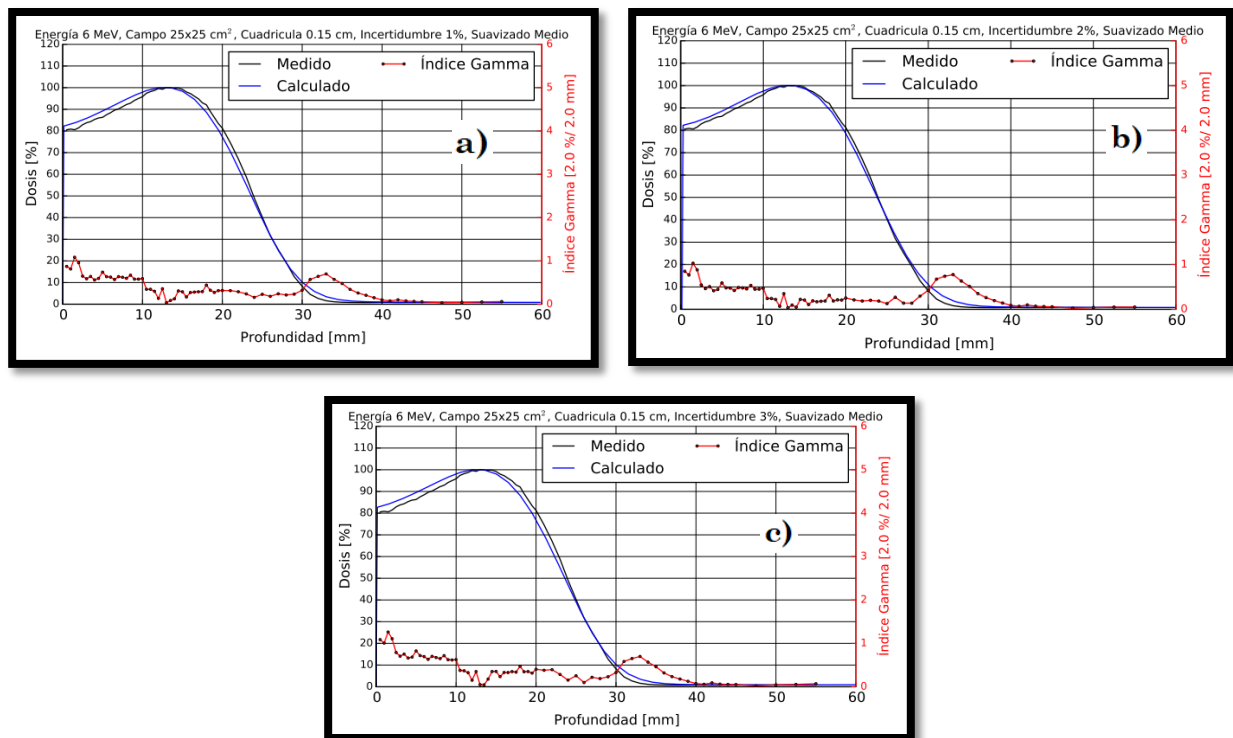


Figura 29B. Comparaciones con parámetros de entrada en la configuración de eMC con un tamaño de cuadrícula de **“0.15 cm”**, suavizado **“medio”** e incertidumbres de a) 1%, b) 2% y c) 3 %.

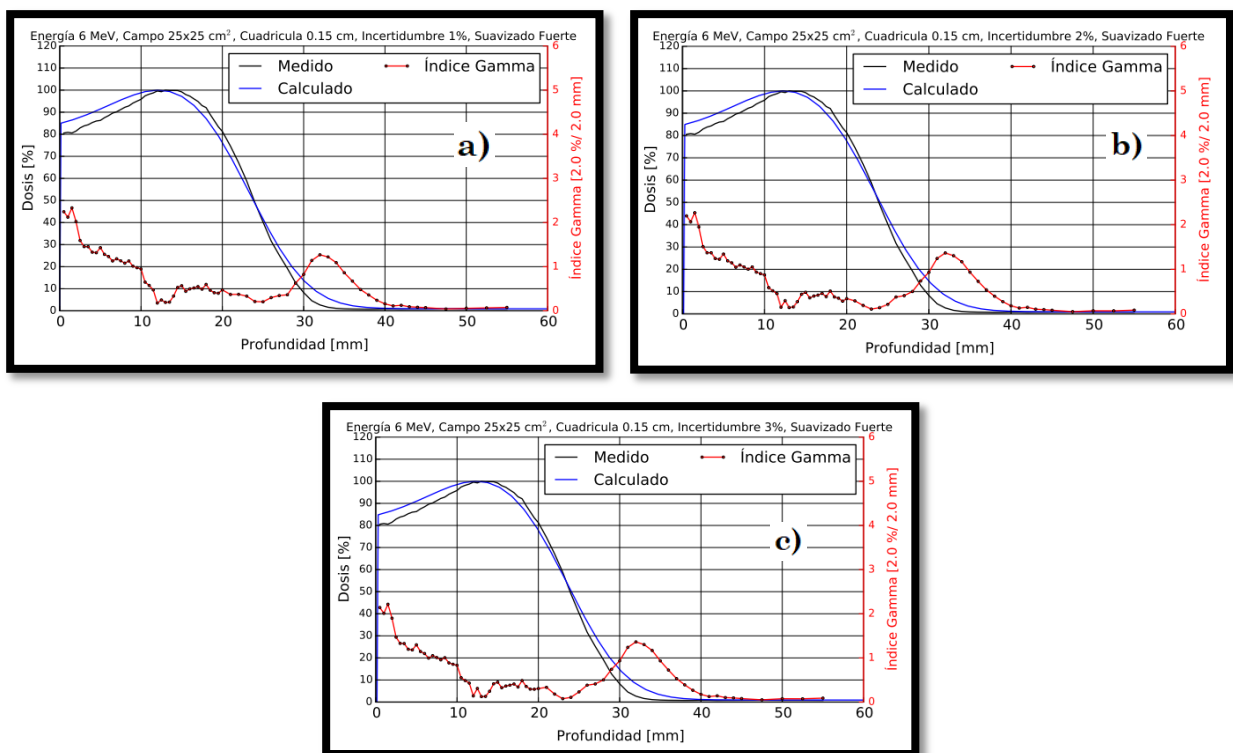


Figura 30B. Comparaciones con parámetros de entrada en la configuración de eMC con un tamaño de cuadrícula de **“0.15 cm”**, suavizado **“fuerte”** e incertidumbres de a) 1%, b) 2% y c) 3 %.

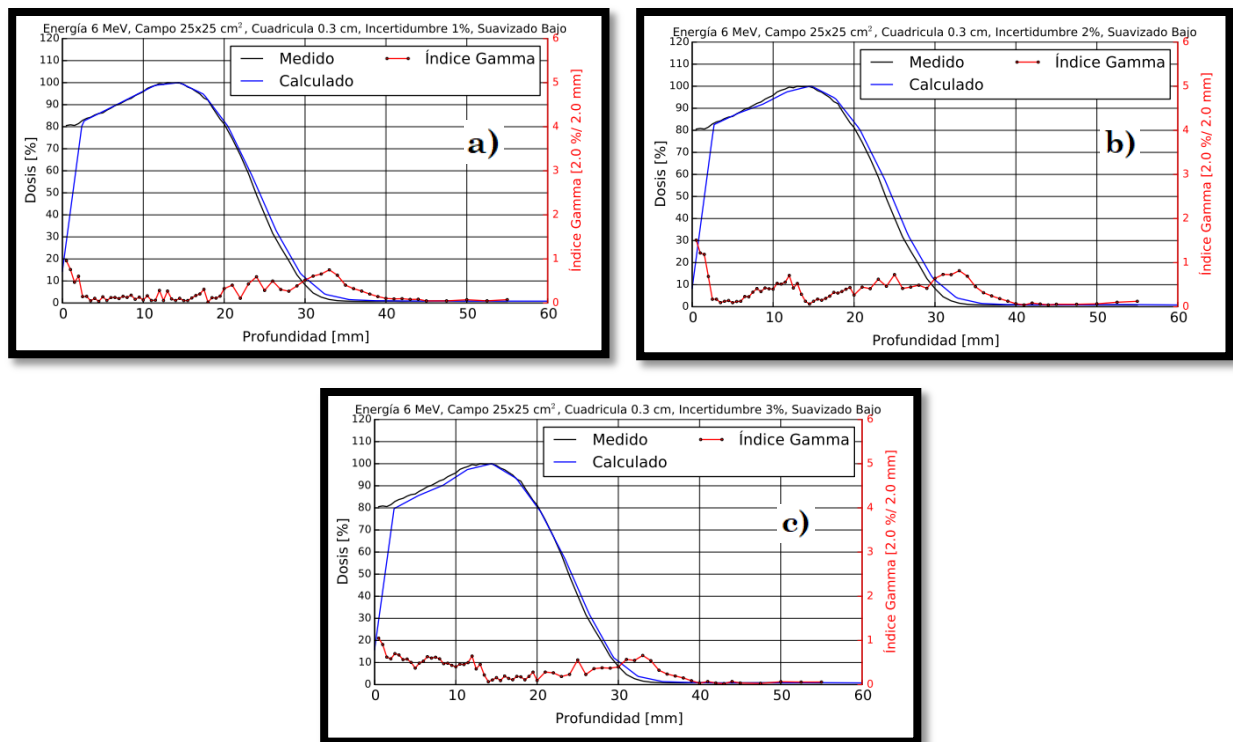


Figura 31B. Comparaciones con parámetros de entrada en la configuración de eMC con un tamaño de cuadrícula de **“0.3 cm”**, suavizado **“bajo”** e incertidumbres de a) 1%, b) 2% y c) 3 %.

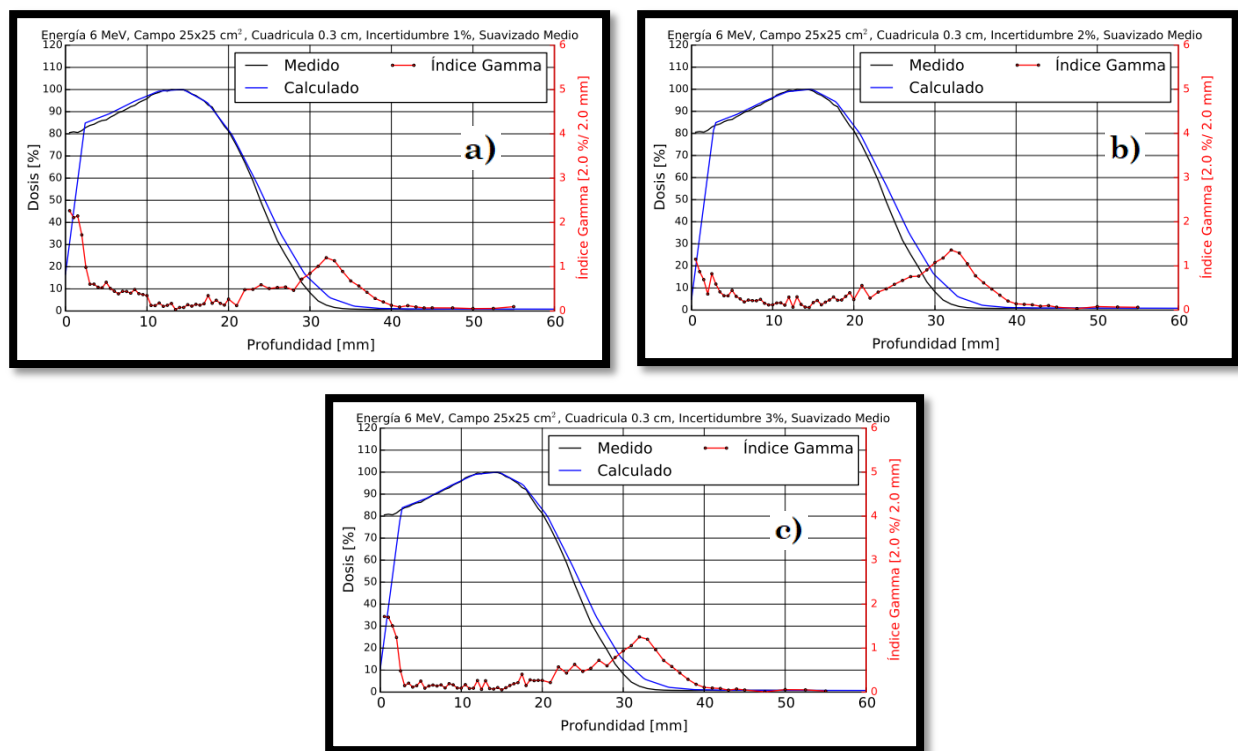


Figura 32B. Comparaciones con parámetros de entrada en la configuración de eMC con un tamaño de cuadrícula de **“0.3 cm”**, suavizado **“medio”** e incertidumbres de a) 1%, b) 2% y c) 3 %.

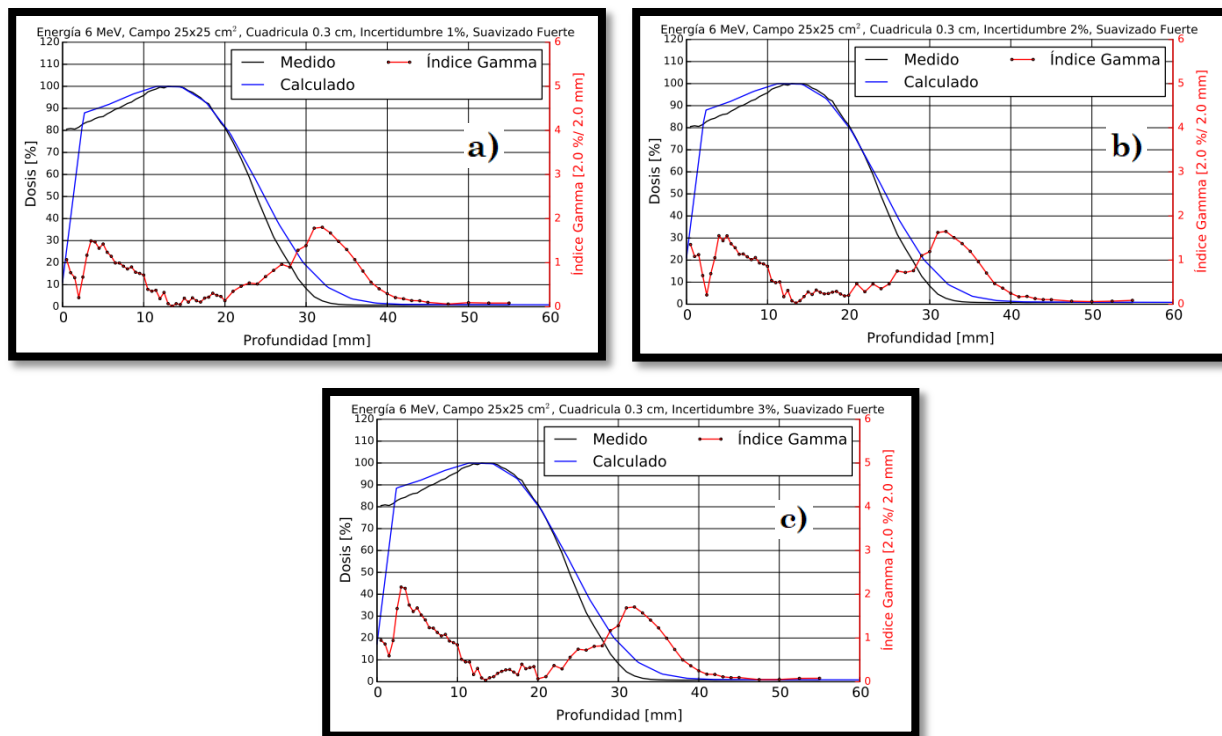


Figura 33B. Comparaciones con parámetros de entrada en la configuración de eMC con un tamaño de cuadrícula de **“0.3 cm”**, suavizado **“fuerte”** e incertidumbres de a) 1%, b) 2% y c) 3 %.

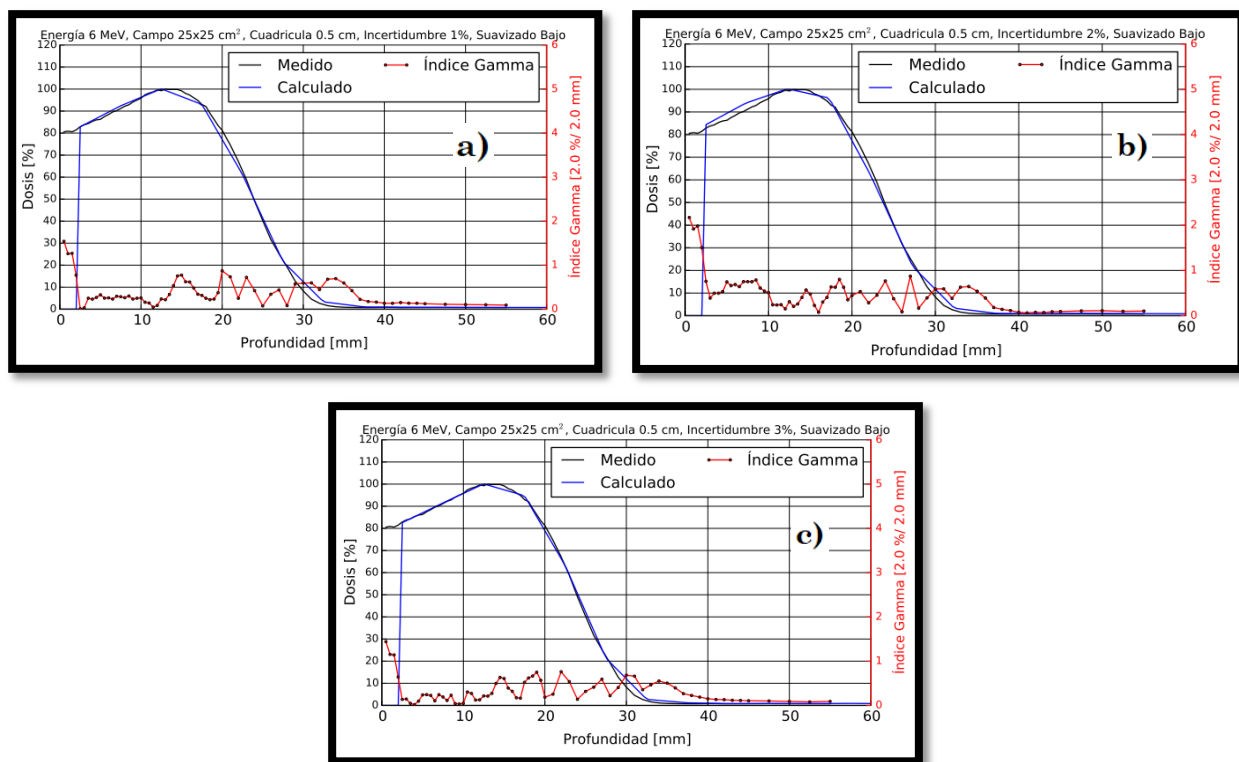


Figura 34B. Comparaciones con parámetros de entrada en la configuración de eMC con un tamaño de cuadrícula de **“0.5 cm”**, suavizado **“bajo”** e incertidumbres de a) 1%, b) 2% y c) 3 %.

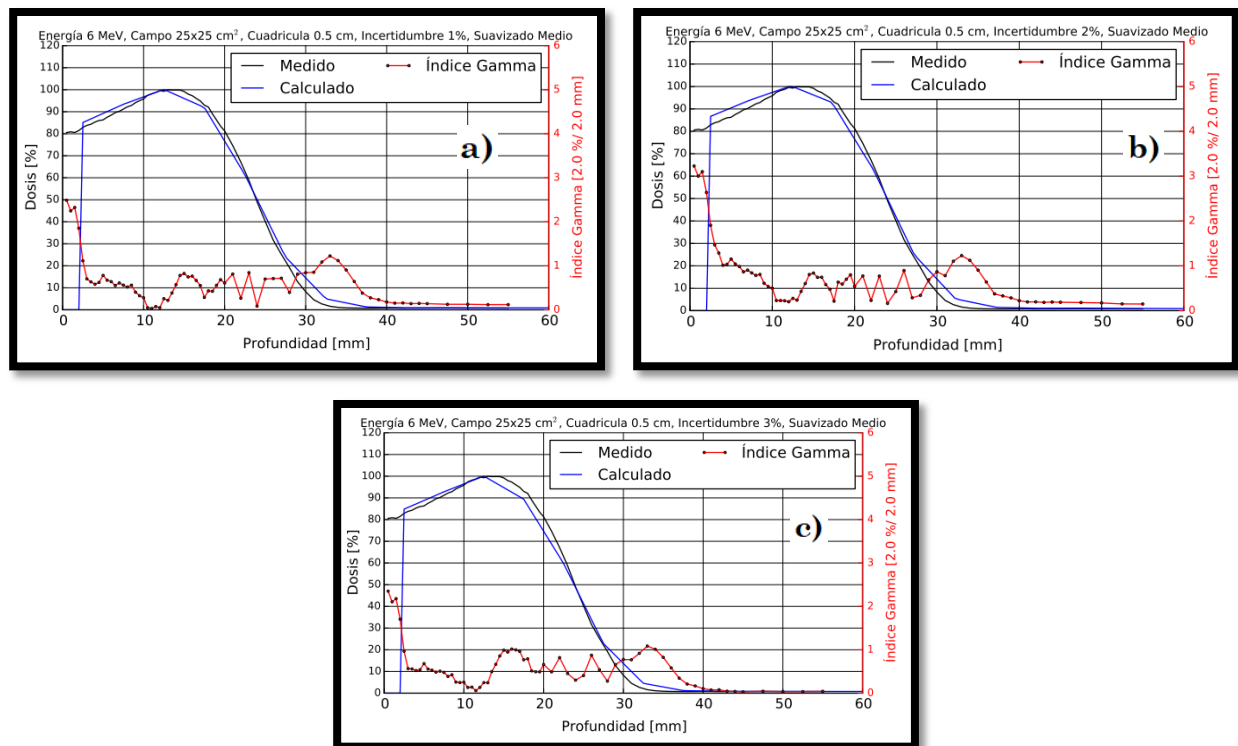


Figura 35B. Comparaciones con parámetros de entrada en la configuración de eMC con un tamaño de cuadrícula de **“0.5 cm”**, suavizado **“medio”** e incertidumbres de a) 1%, b) 2% y c) 3 %.

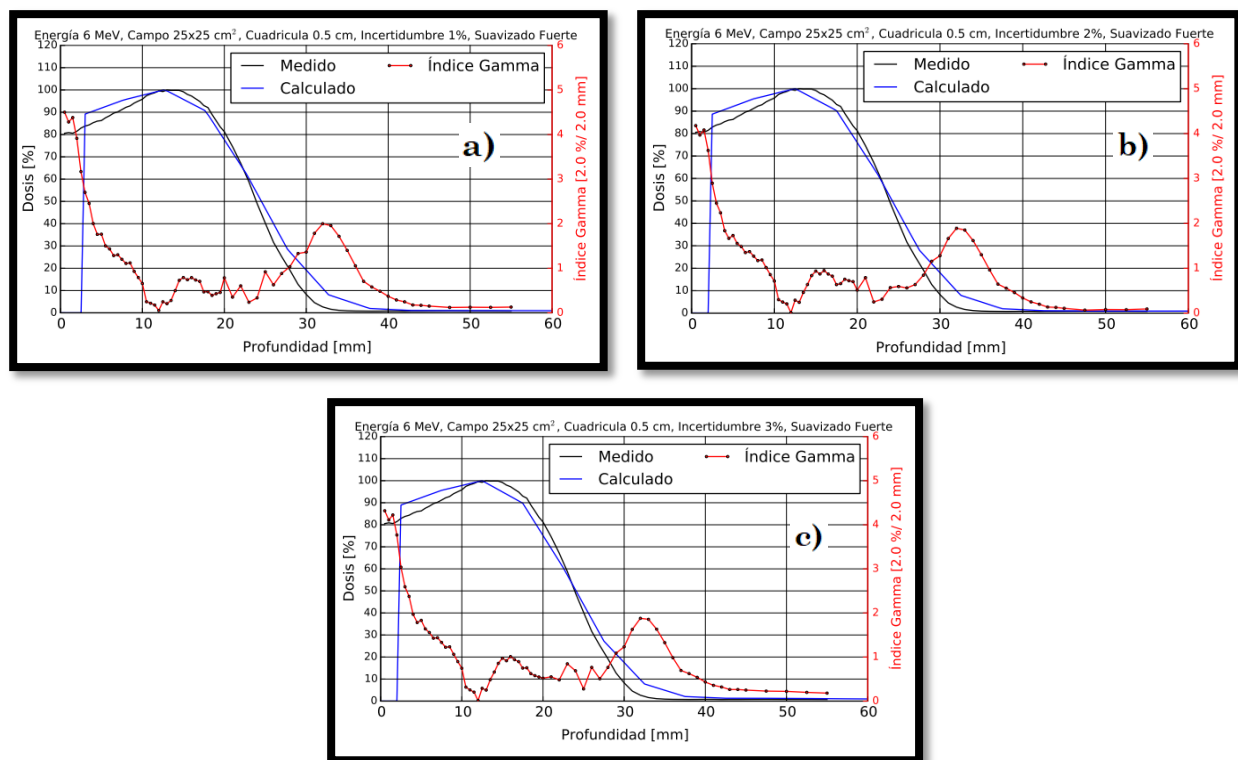


Figura 36B. Comparaciones con parámetros de entrada en la configuración de eMC con un tamaño de cuadrícula de **“0.5 cm”**, suavizado **“fuerte”** e incertidumbres de a) 1%, b) 2% y c) 3 %.

12 MeV y Cono 6x6 cm²

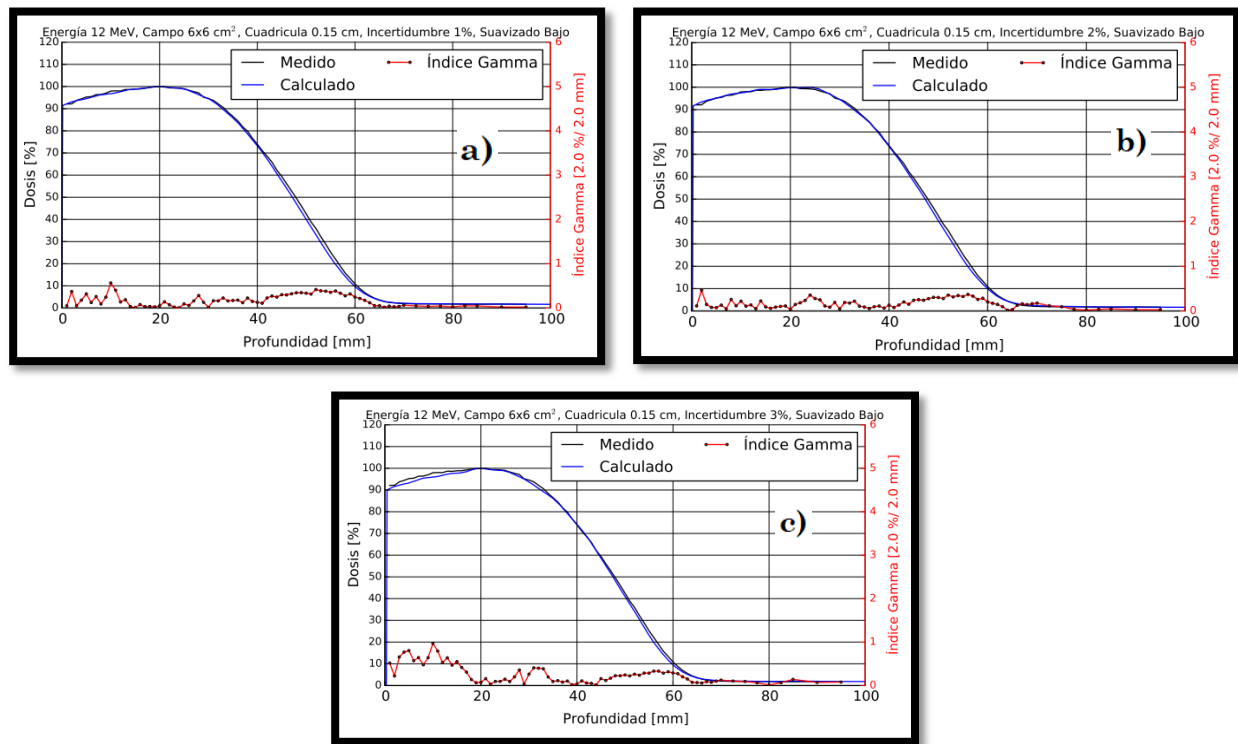


Figura 37B. Comparaciones con parámetros de entrada en la configuración de eMC con un tamaño de cuadrícula de **“0.15 cm”**, suavizado **“bajo”** e incertidumbres de a) 1%, b) 2% y c) 3 %.

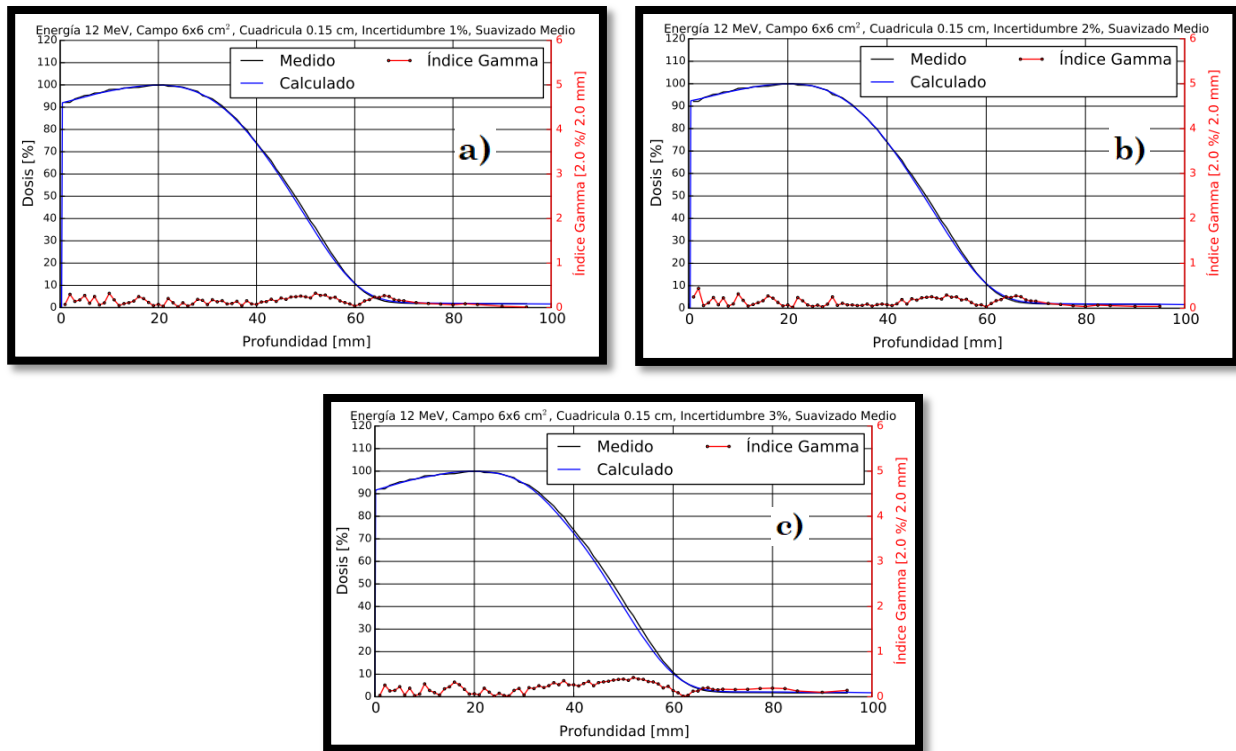


Figura 38B. Comparaciones con parámetros de entrada en la configuración de eMC con un tamaño de cuadrícula de **“0.15 cm”**, suavizado **“medio”** e incertidumbres de a) 1%, b) 2% y c) 3 %.

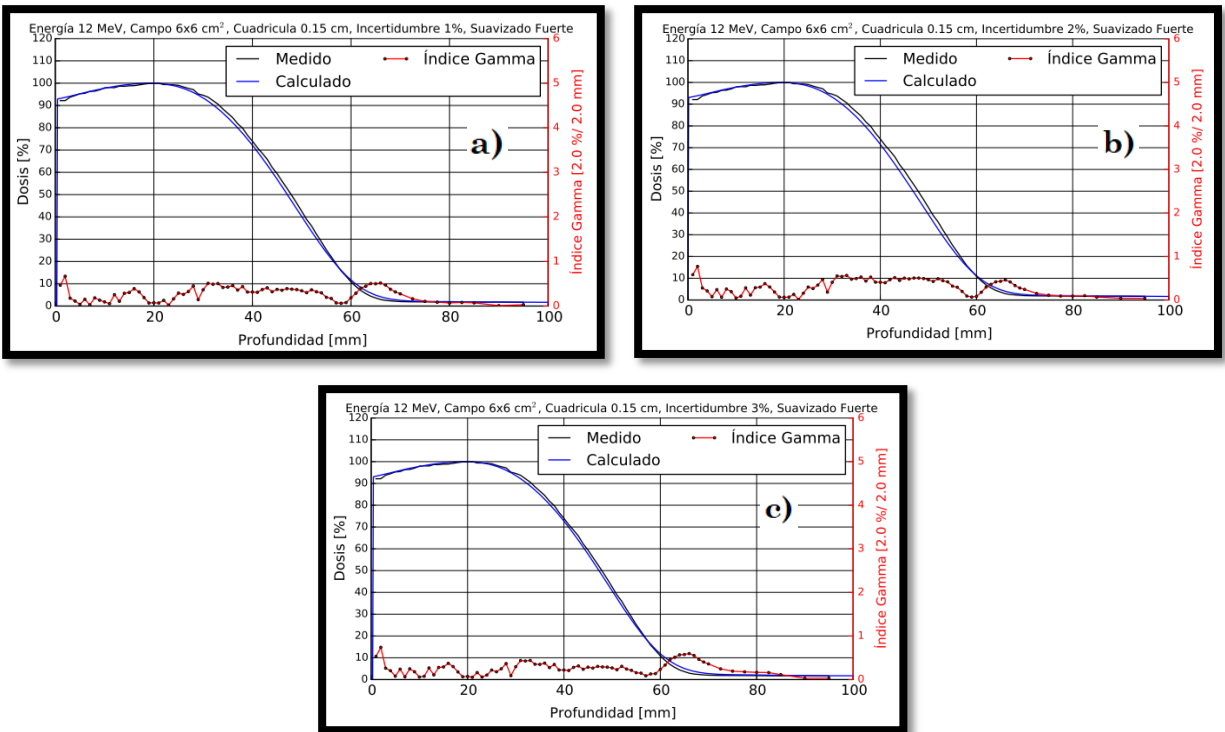


Figura 39B. Comparaciones con parámetros de entrada en la configuración de eMC con un tamaño de cuadrícula de **“0.15 cm”**, suavizado **“fuerte”** e incertidumbres de a) 1%, b) 2% y c) 3 %.

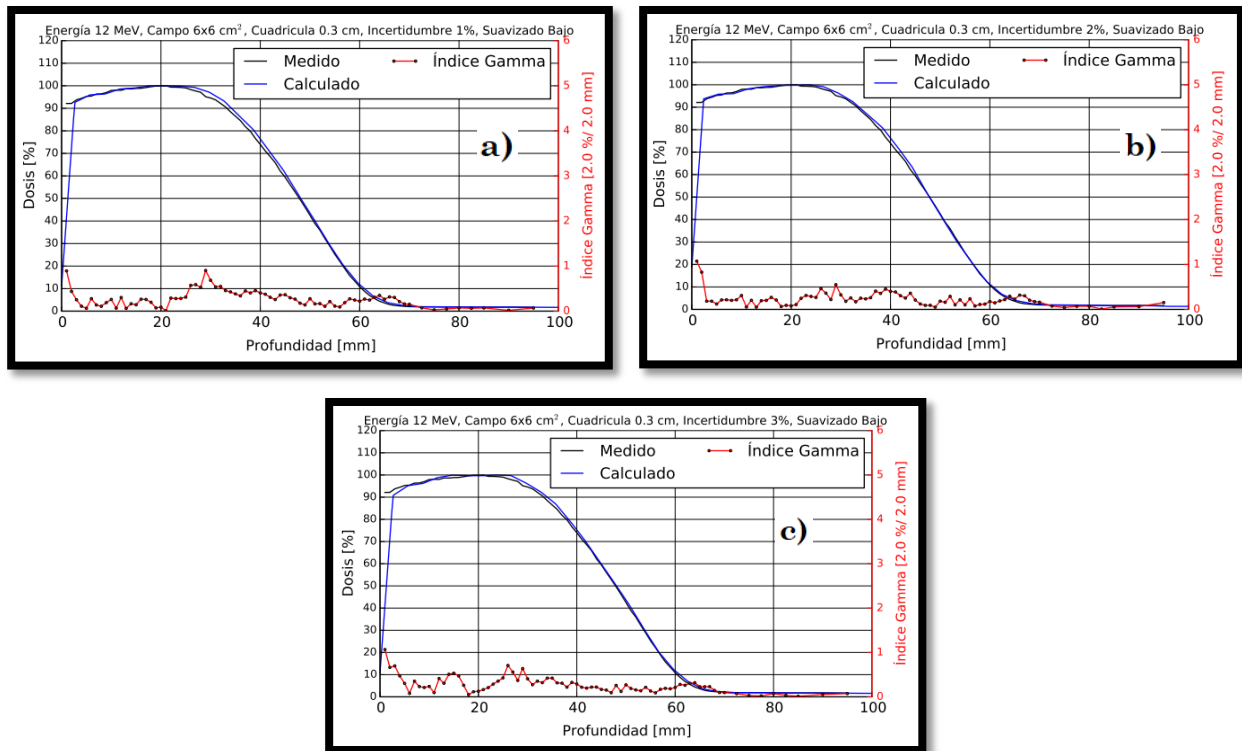


Figura 40B. Comparaciones con parámetros de entrada en la configuración de eMC con un tamaño de cuadrícula de **“0.3 cm”**, suavizado **“bajo”** e incertidumbres de a) 1%, b) 2% y c) 3 %.

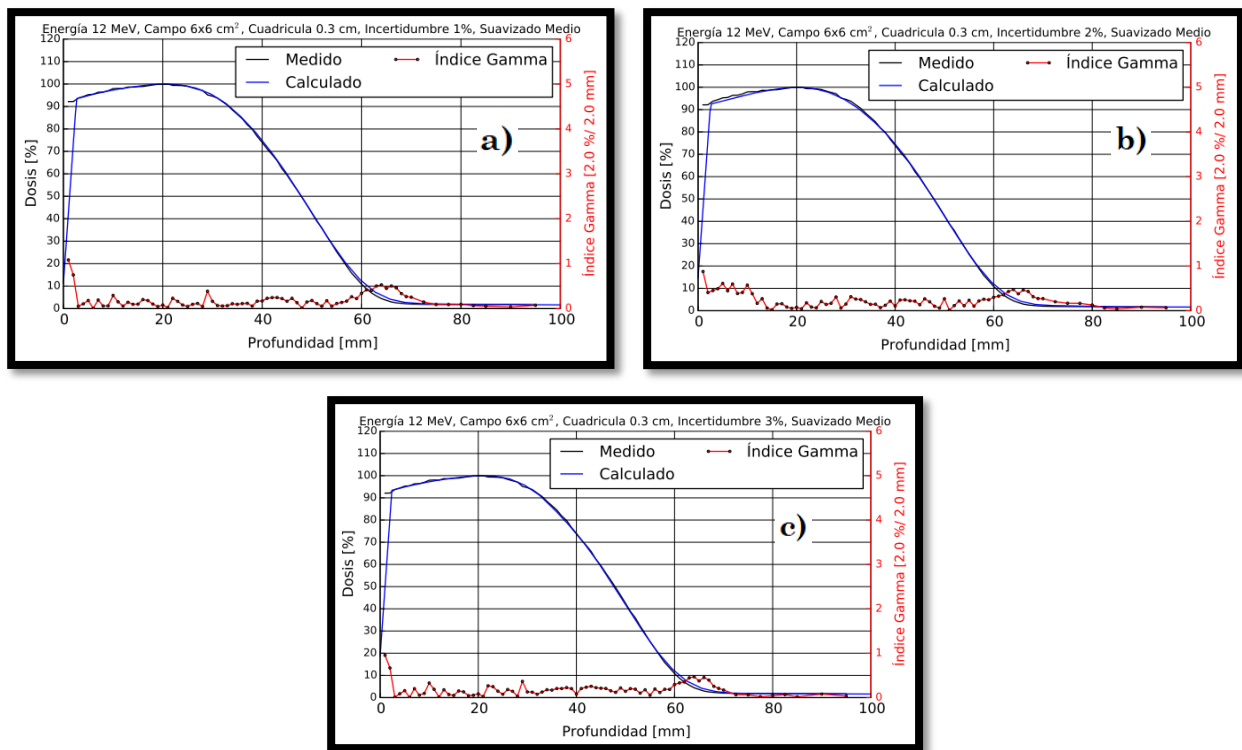


Figura 41B. Comparaciones con parámetros de entrada en la configuración de eMC con un tamaño de cuadrícula de **“0.3 cm”**, suavizado **“medio”** e incertidumbres de a) 1%, b) 2% y c) 3 %.

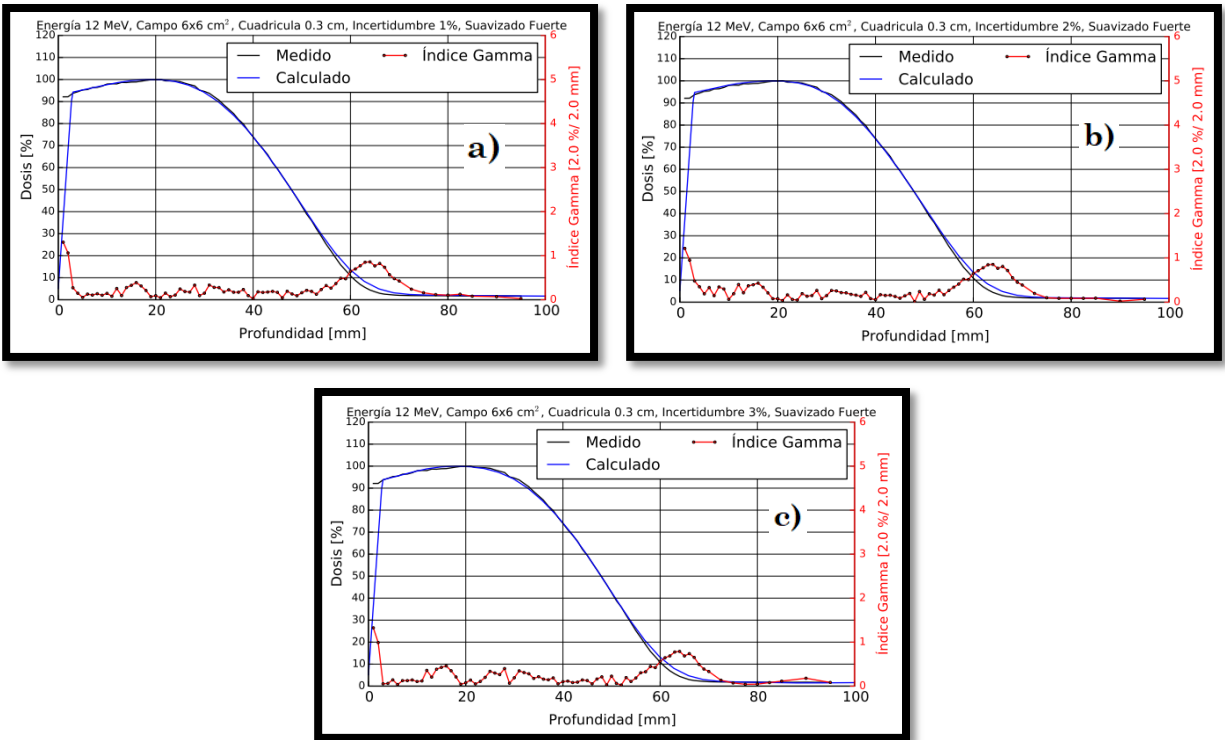


Figura 42B. Comparaciones con parámetros de entrada en la configuración de eMC con un tamaño de cuadrícula de **“0.3 cm”**, suavizado **“fuerte”** e incertidumbres de a) 1%, b) 2% y c) 3 %.

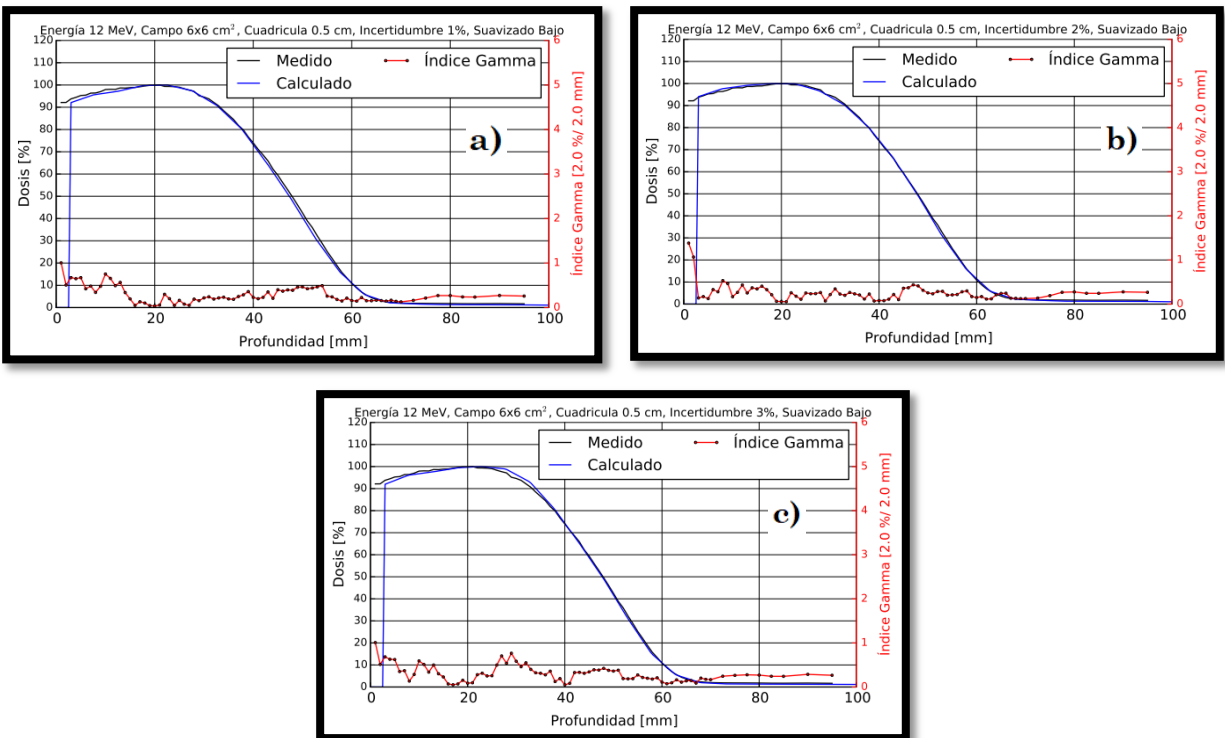


Figura 43B. Comparaciones con parámetros de entrada en la configuración de eMC con un tamaño de cuadrícula de **“0.5 cm”**, suavizado **“bajo”** e incertidumbres de a) 1%, b) 2% y c) 3 %.

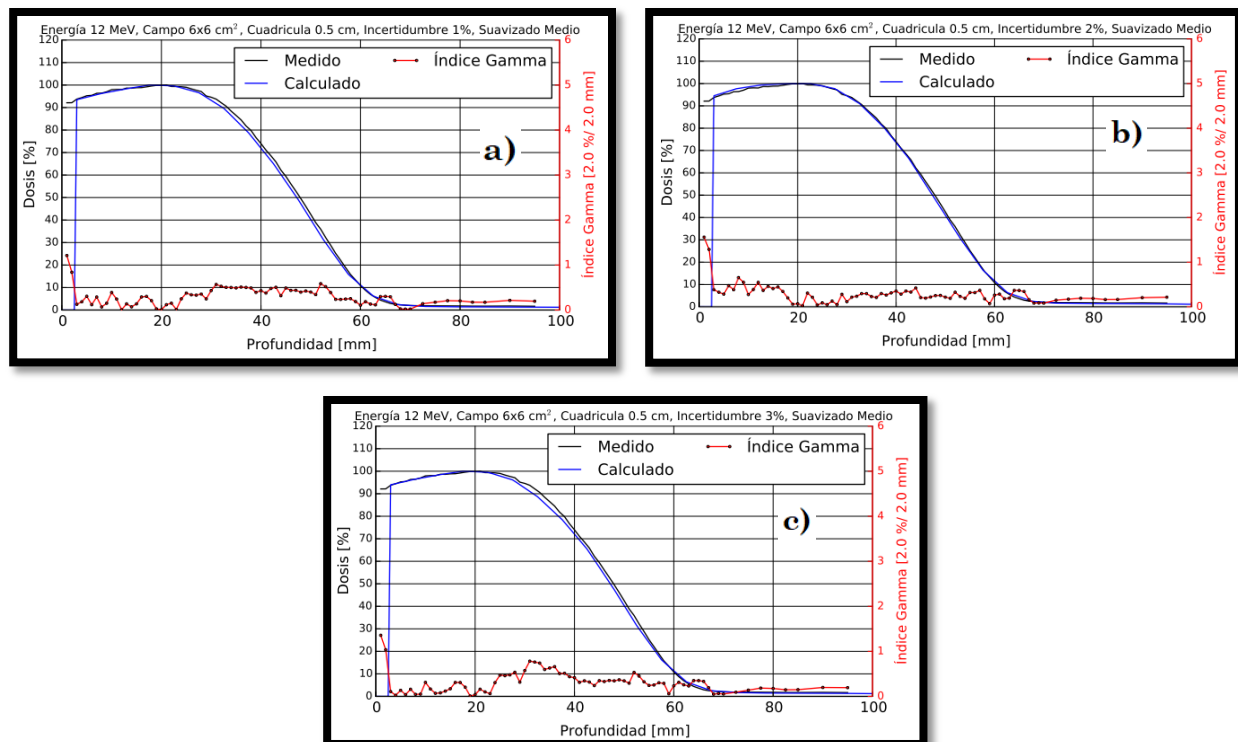


Figura 44B. Comparaciones con parámetros de entrada en la configuración de eMC con un tamaño de cuadrícula de **“0.5 cm”**, suavizado **“medio”** e incertidumbres de a) 1%, b) 2% y c) 3 %.

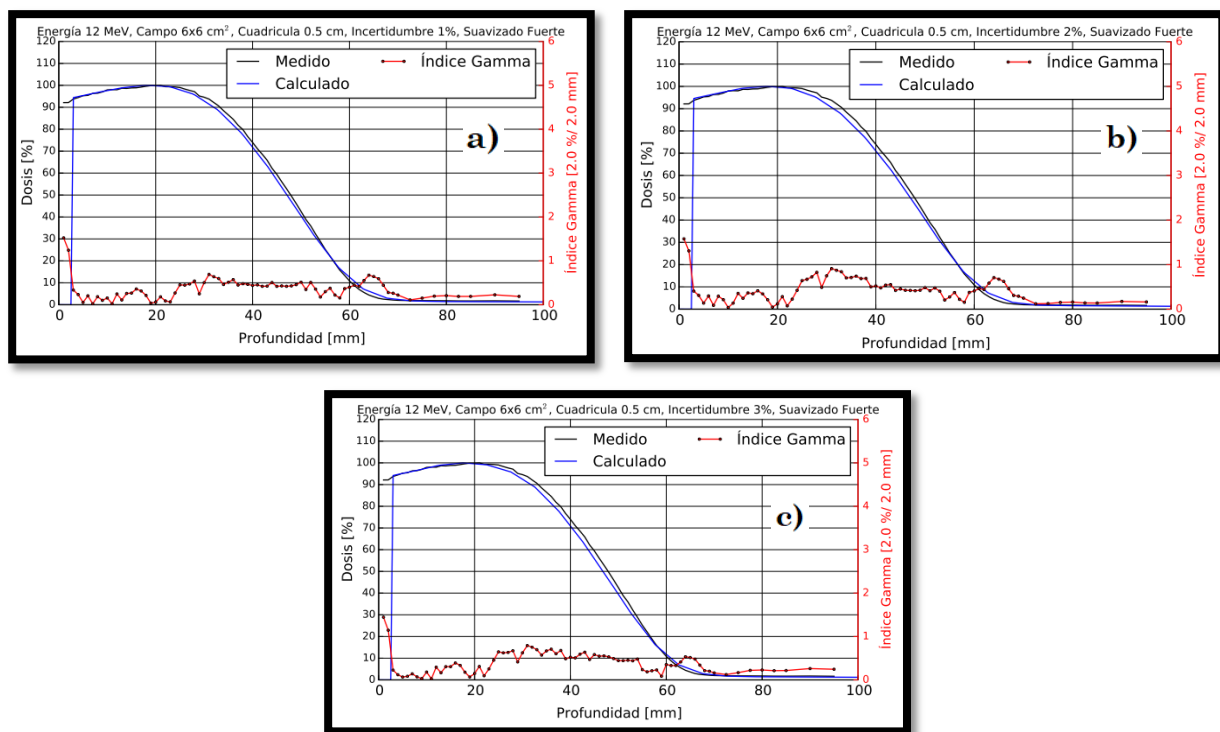


Figura 45B. Comparaciones con parámetros de entrada en la configuración de eMC con un tamaño de cuadrícula de **“0.5 cm”**, suavizado **“fuerte”** e incertidumbres de a) 1%, b) 2% y c) 3 %.

12 MeV y Cono 25x25 cm²

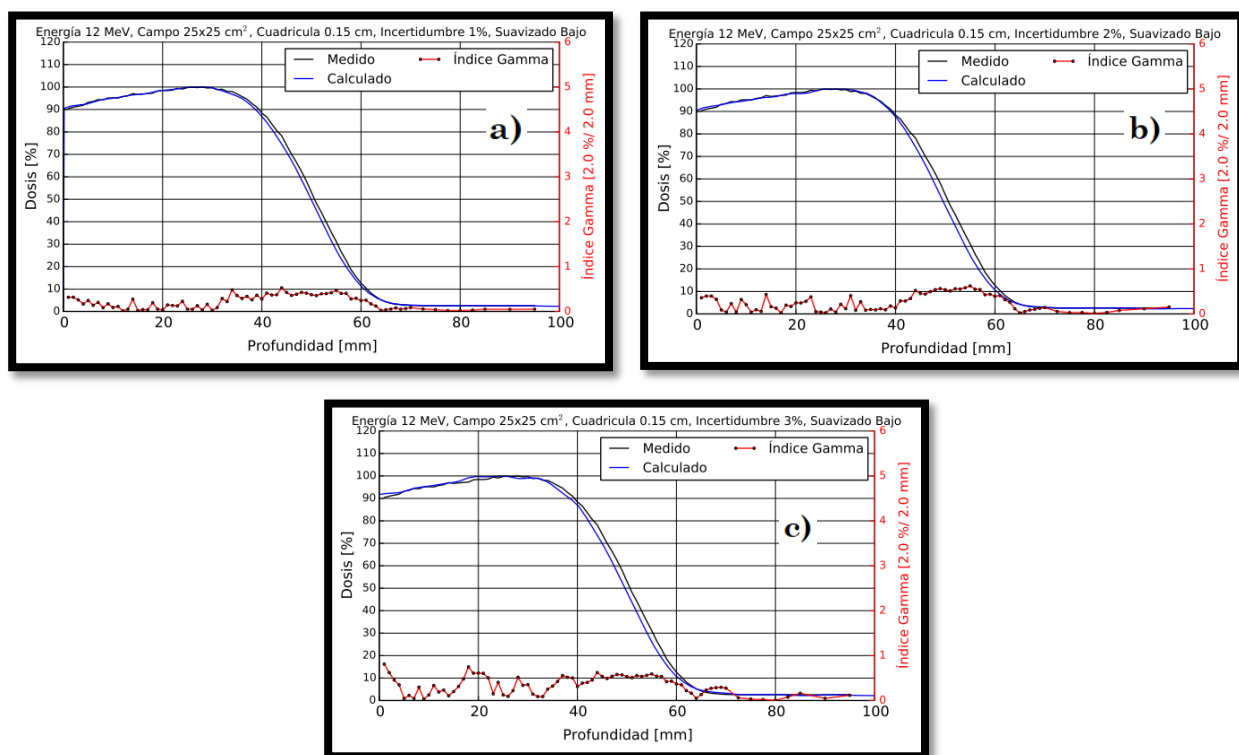


Figura 46B. Comparaciones con parámetros de entrada en la configuración de eMC con un tamaño de cuadrícula de **“0.15 cm”**, suavizado **“bajo”** e incertidumbres de a) 1%, b) 2% y c) 3 %.

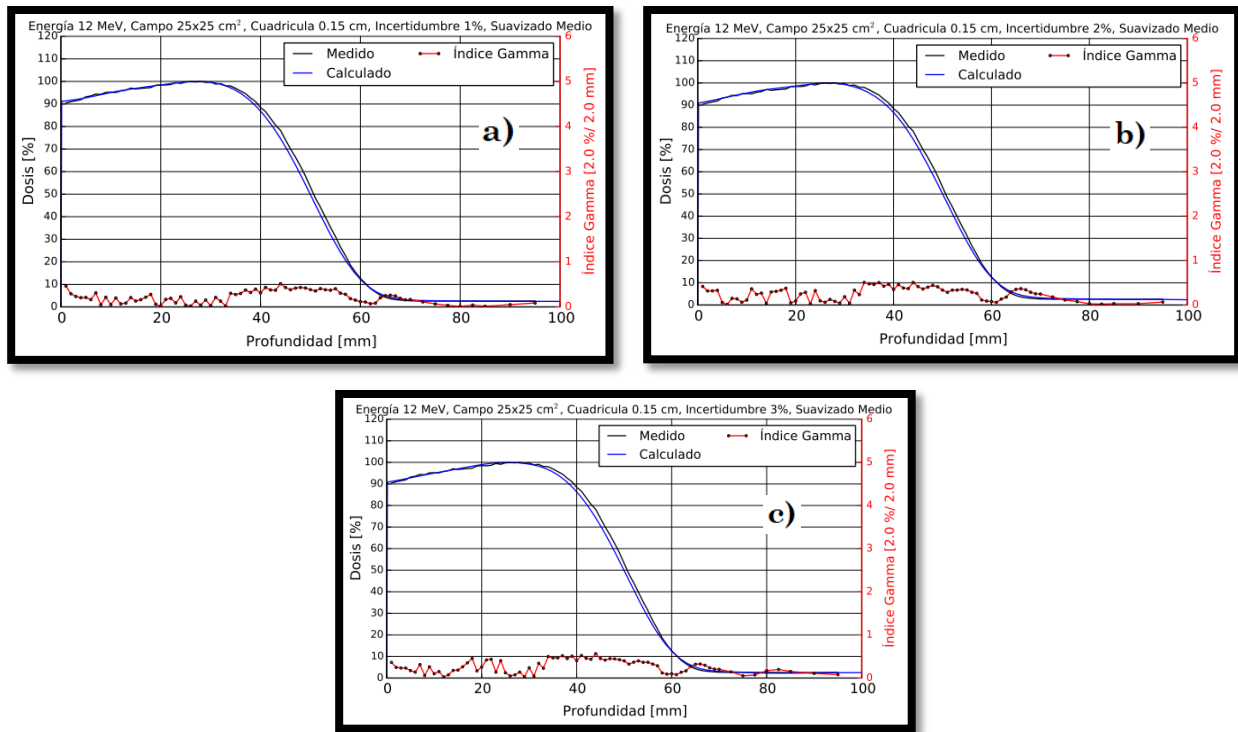


Figura 47B. Comparaciones con parámetros de entrada en la configuración de eMC con un tamaño de cuadrícula de **“0.15 cm”**, suavizado **“medio”** e incertidumbres de a) 1%, b) 2% y c) 3 %.

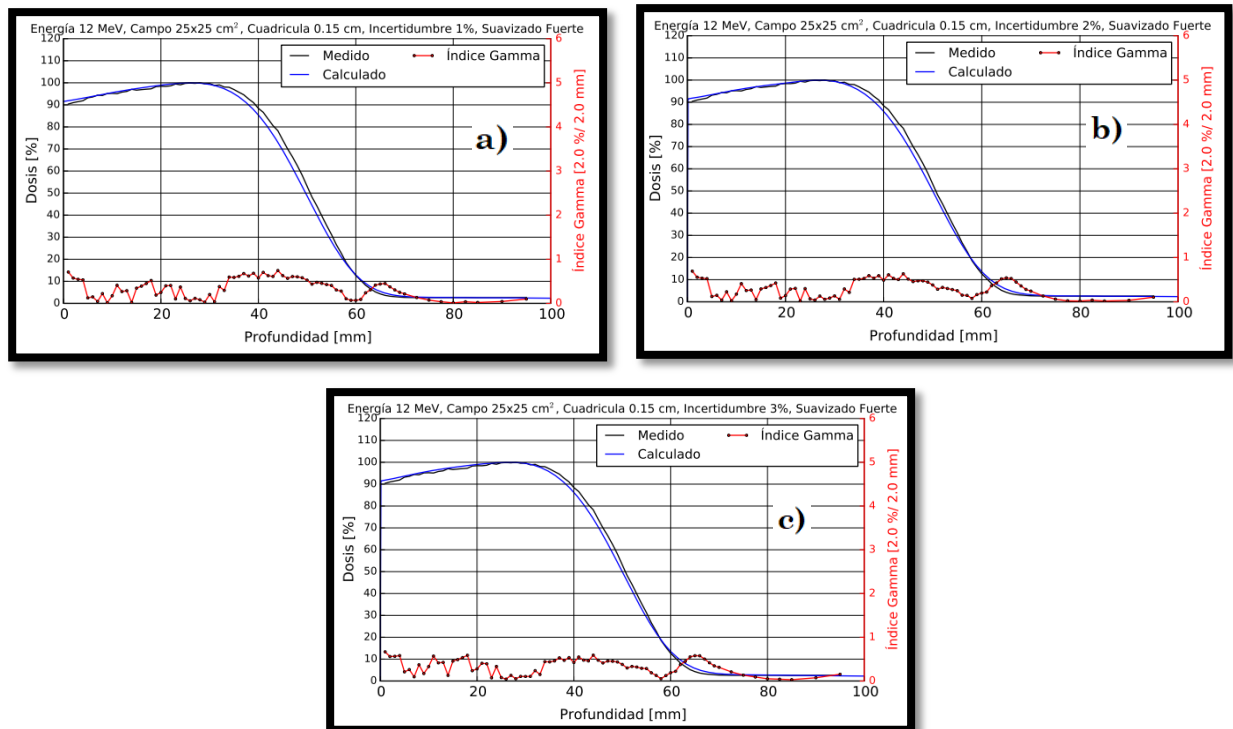


Figura 48B. Comparaciones con parámetros de entrada en la configuración de eMC con un tamaño de cuadrícula de **“0.15 cm”**, suavizado **“fuerte”** e incertidumbres de a) 1%, b) 2% y c) 3 %.

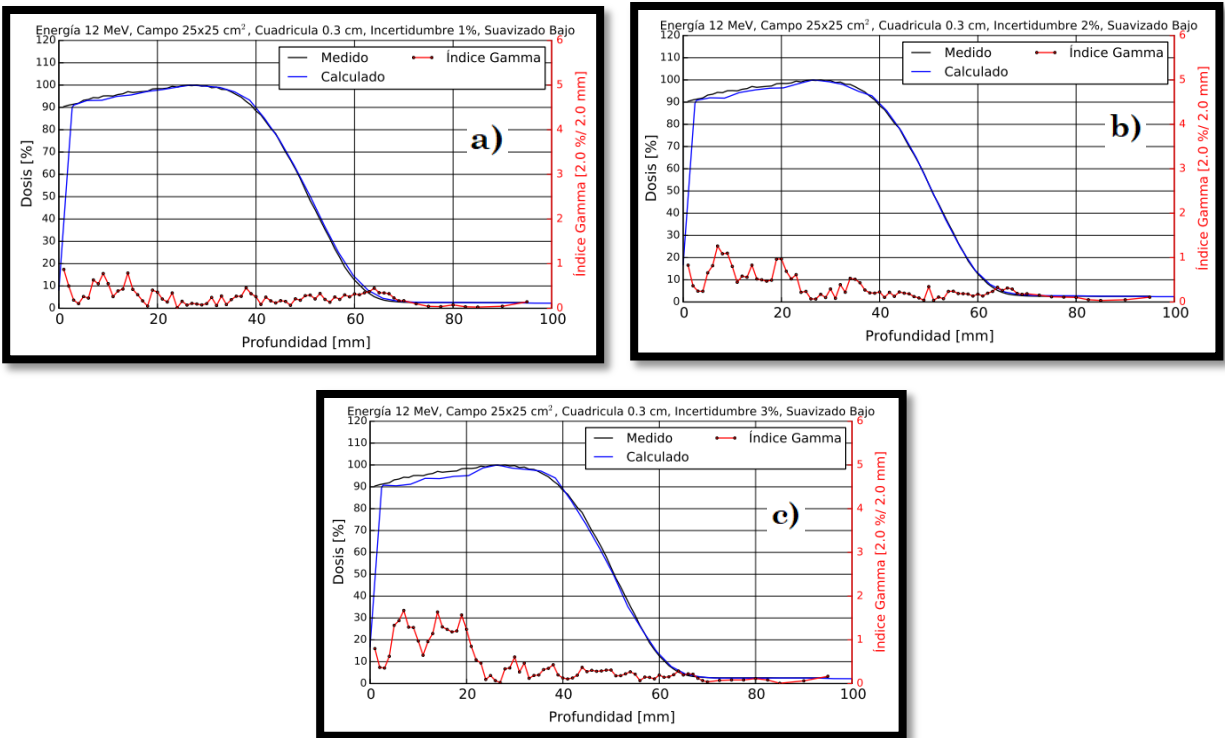


Figura 49B. Comparaciones con parámetros de entrada en la configuración de eMC con un tamaño de cuadrícula de **“0.3 cm”**, suavizado **“bajo”** e incertidumbres de a) 1%, b) 2% y c) 3 %.

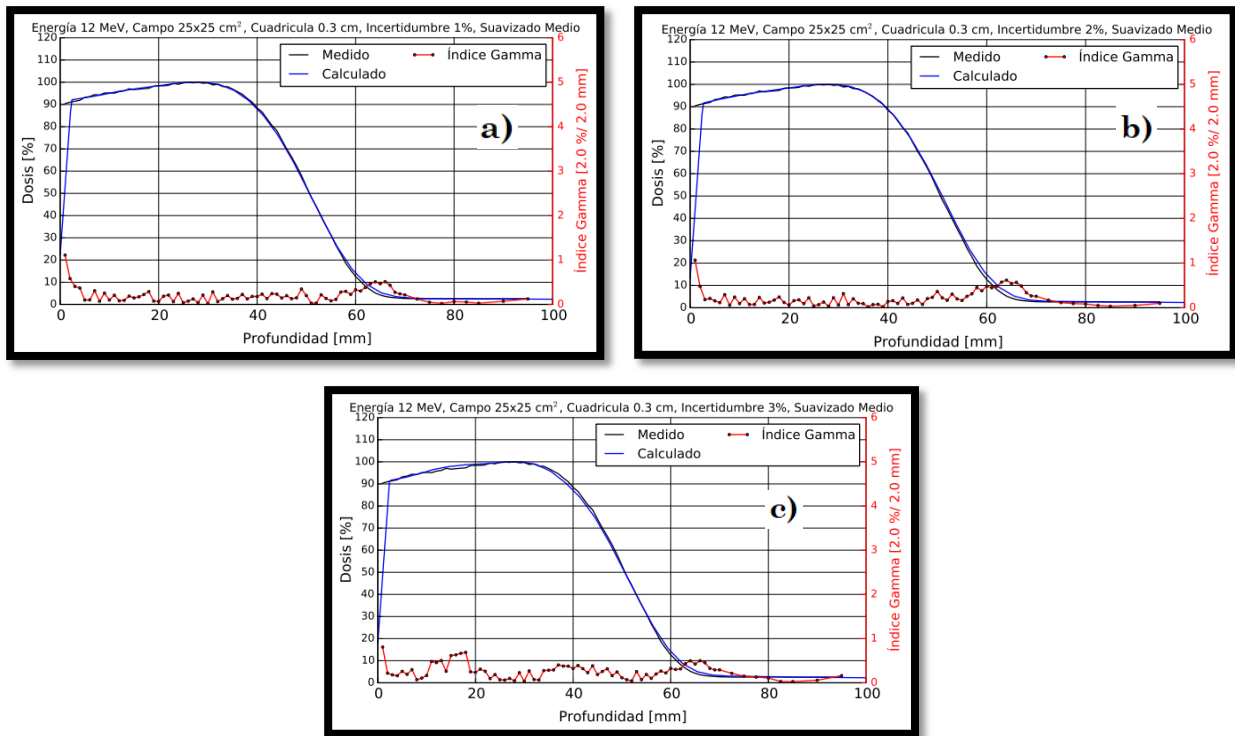


Figura 50B. Comparaciones con parámetros de entrada en la configuración de eMC con un tamaño de cuadrícula de **“0.3 cm”**, suavizado **“medio”** e incertidumbres de a) 1%, b) 2% y c) 3 %.

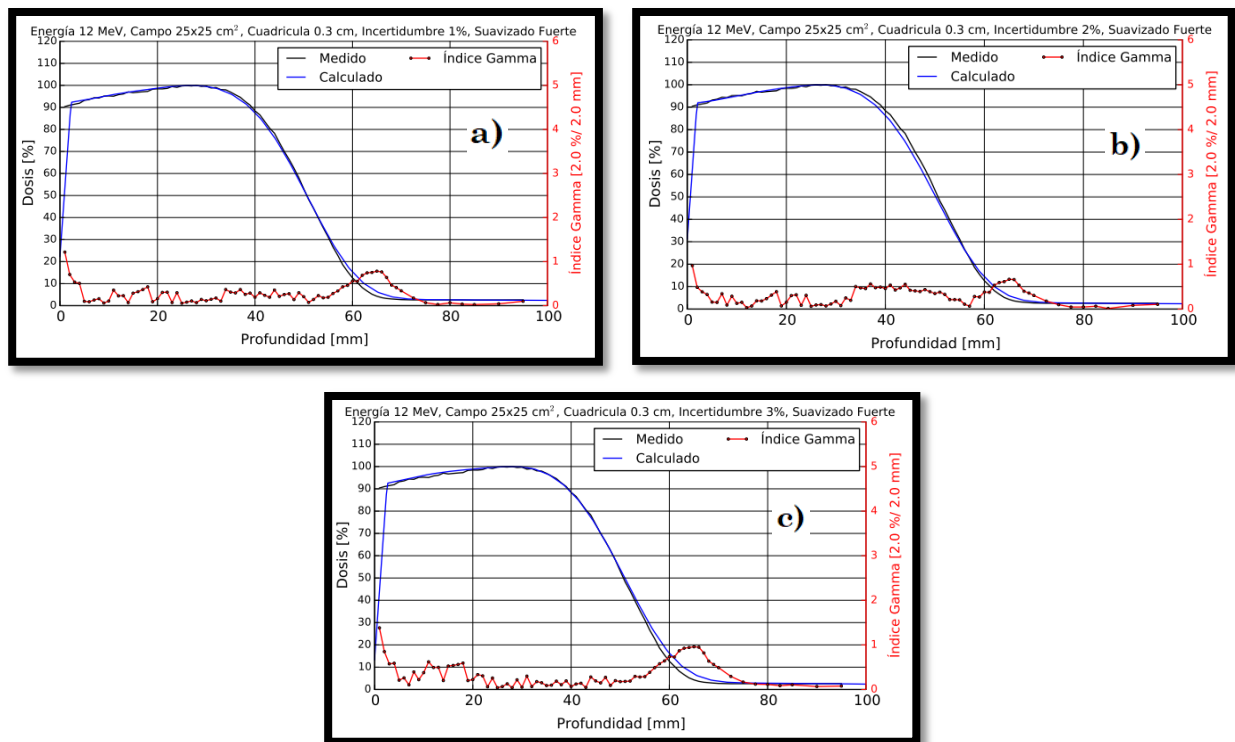


Figura 51B. Comparaciones con parámetros de entrada en la configuración de eMC con un tamaño de cuadrícula de **“0.3 cm”**, suavizado **“fuerte”** e incertidumbres de a) 1%, b) 2% y c) 3 %.

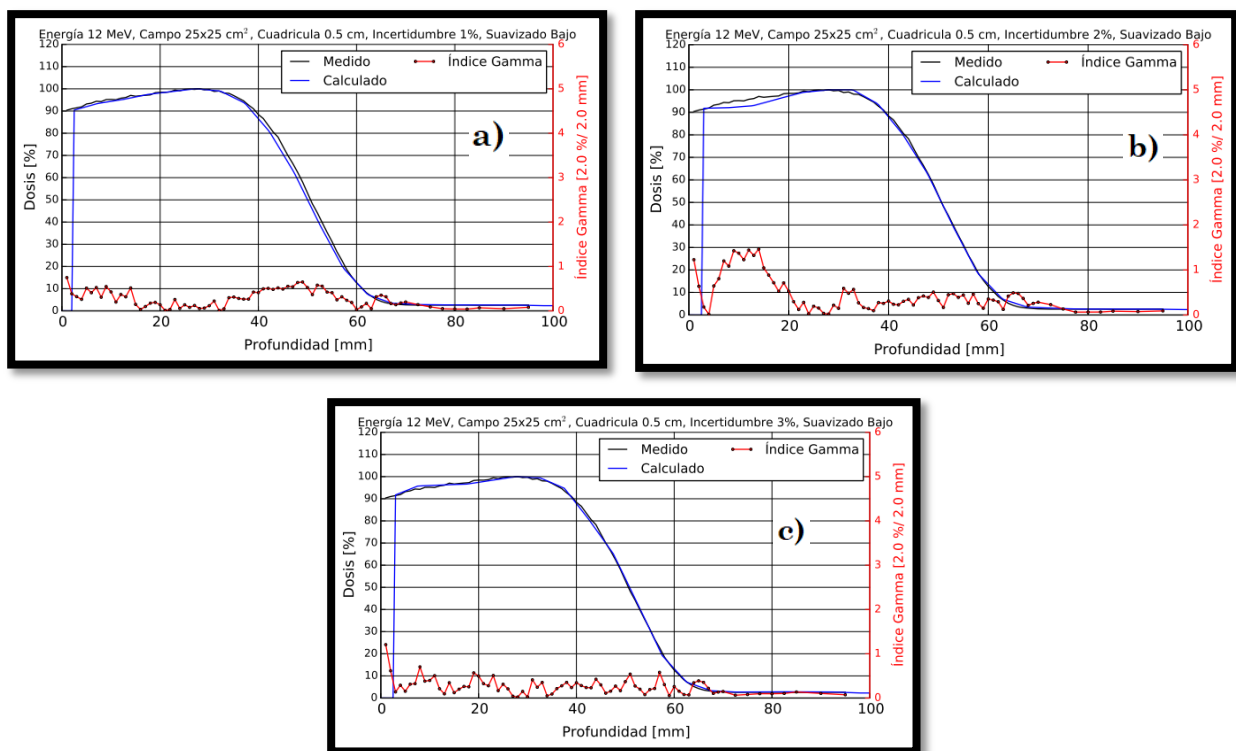


Figura 52B. Comparaciones con parámetros de entrada en la configuración de eMC con un tamaño de cuadrícula de **“0.5 cm”**, suavizado **“bajo”** e incertidumbres de a) 1%, b) 2% y c) 3 %.

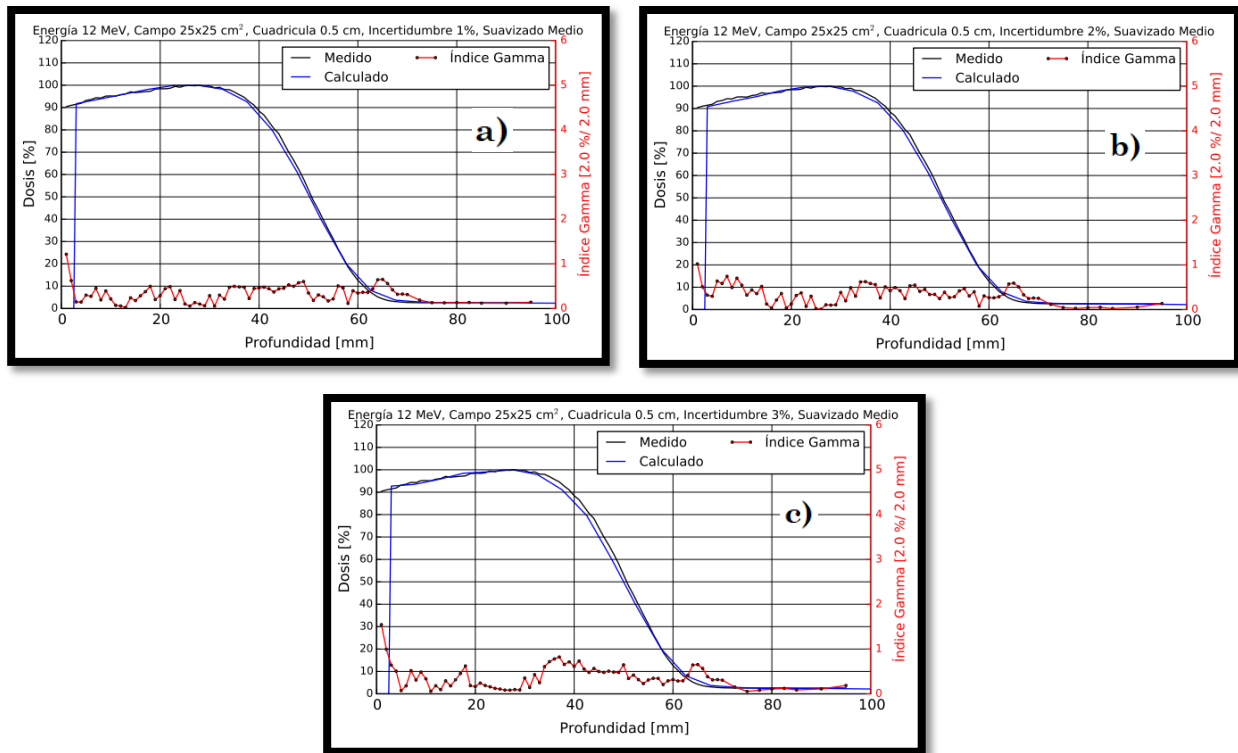


Figura 53B. Comparaciones con parámetros de entrada en la configuración de eMC con un tamaño de cuadrícula de **“0.5 cm”**, suavizado **“medio”** e incertidumbres de a) 1%, b) 2% y c) 3%.

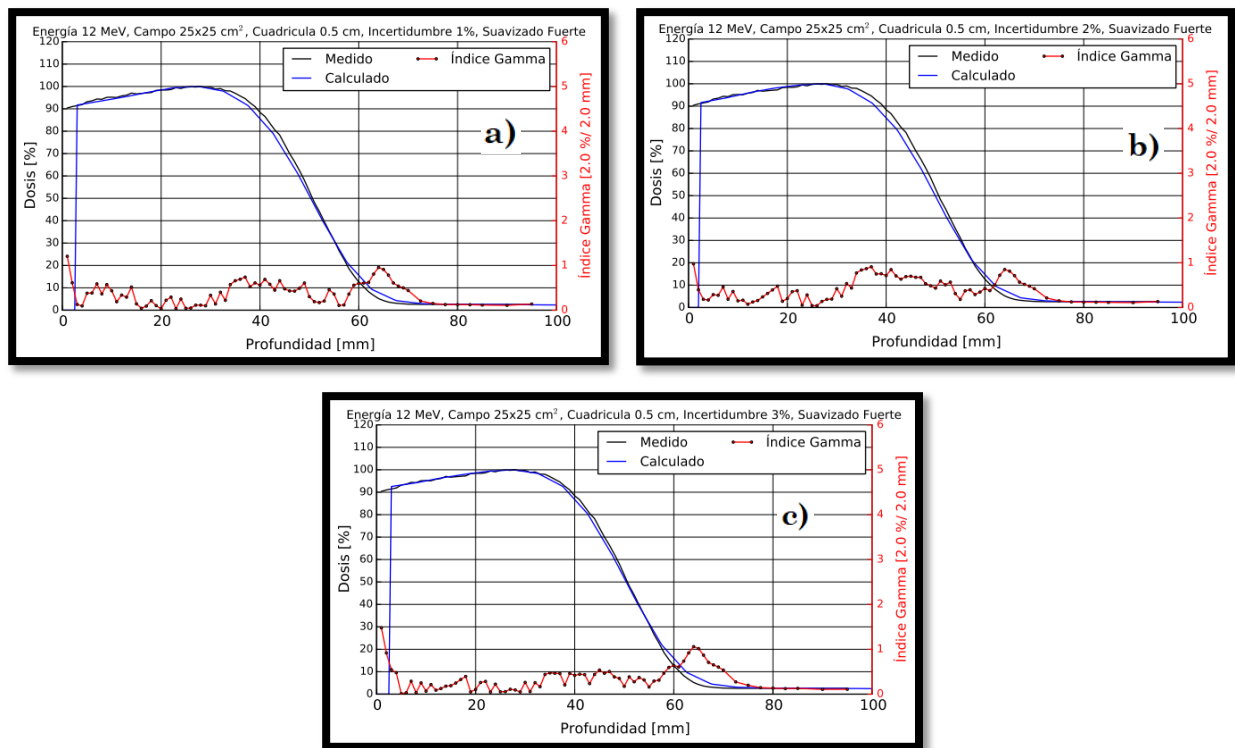


Figura 54B. Comparaciones con parámetros de entrada en la configuración de eMC con un tamaño de cuadrícula de **“0.5 cm”**, suavizado **“fuerte”** e incertidumbres de a) 1%, b) 2% y c) 3%.

18 MeV y Cono 6x6 cm²

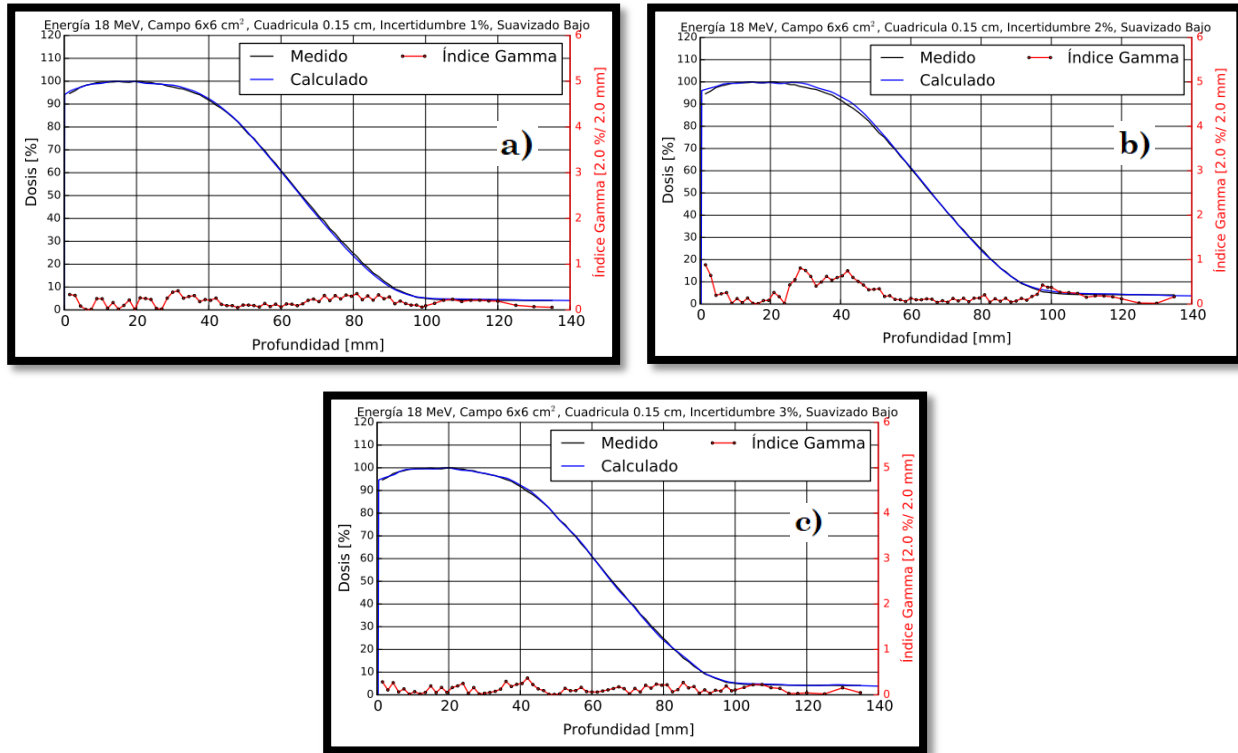


Figura 55B. Comparaciones con parámetros de entrada en la configuración de eMC con un tamaño de cuadrícula de **“0.15 cm”**, suavizado **“bajo”** e incertidumbres de a) 1%, b) 2% y c) 3%.

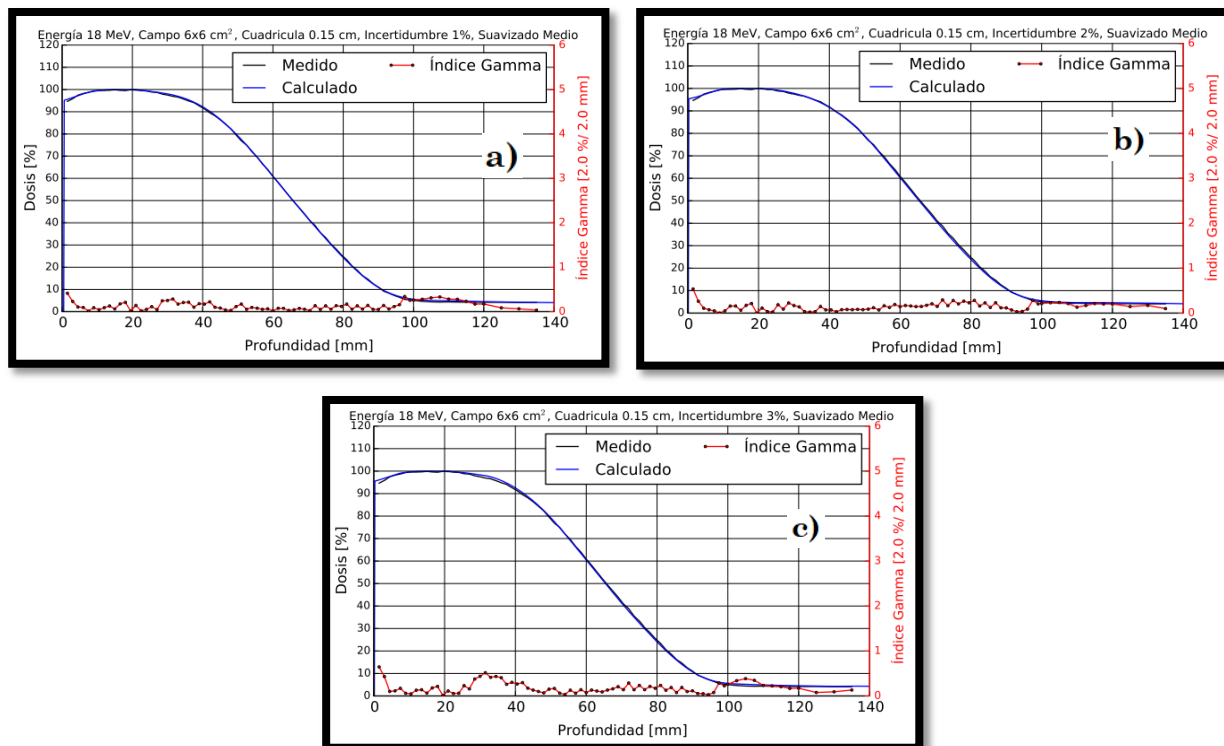


Figura 56B. Comparaciones con parámetros de entrada en la configuración de eMC con un tamaño de cuadrícula de **“0.15 cm”**, suavizado **“medio”** e incertidumbres de a) 1%, b) 2% y c) 3%.

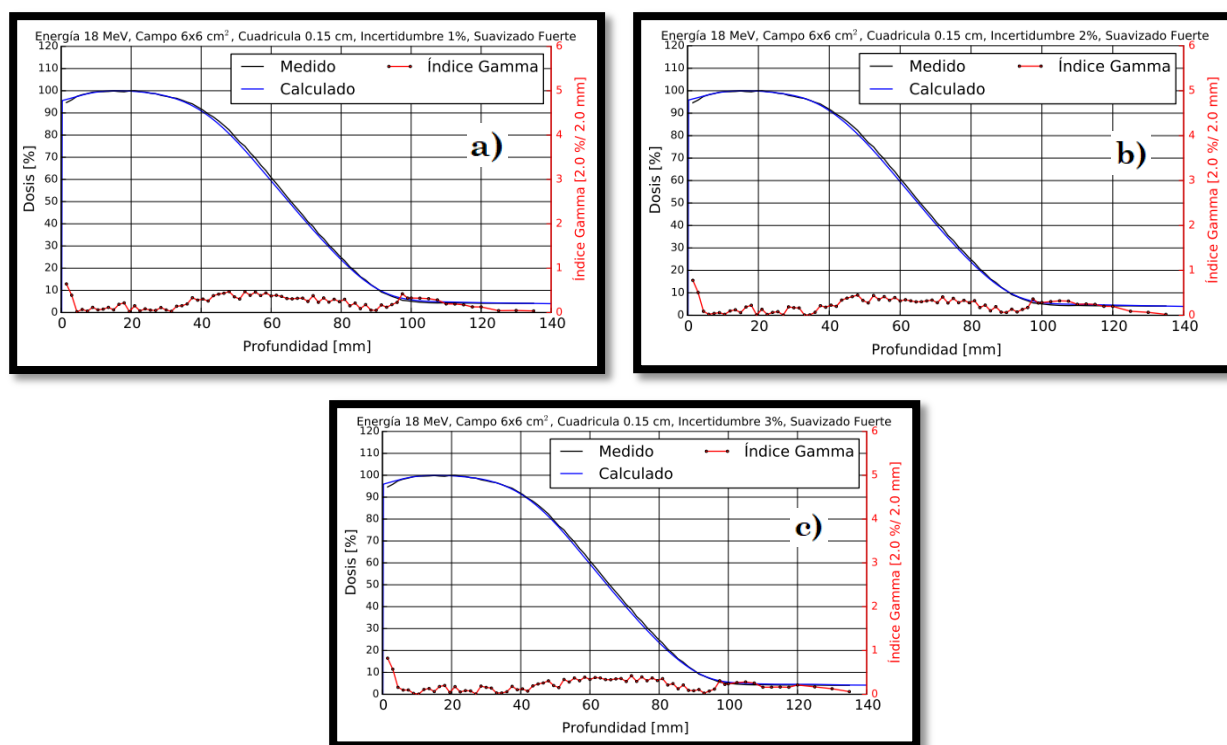


Figura 57B. Comparaciones con parámetros de entrada en la configuración de eMC con un tamaño de cuadrícula de **“0.15 cm”**, suavizado **“fuerte”** e incertidumbres de a) 1%, b) 2% y c) 3%.

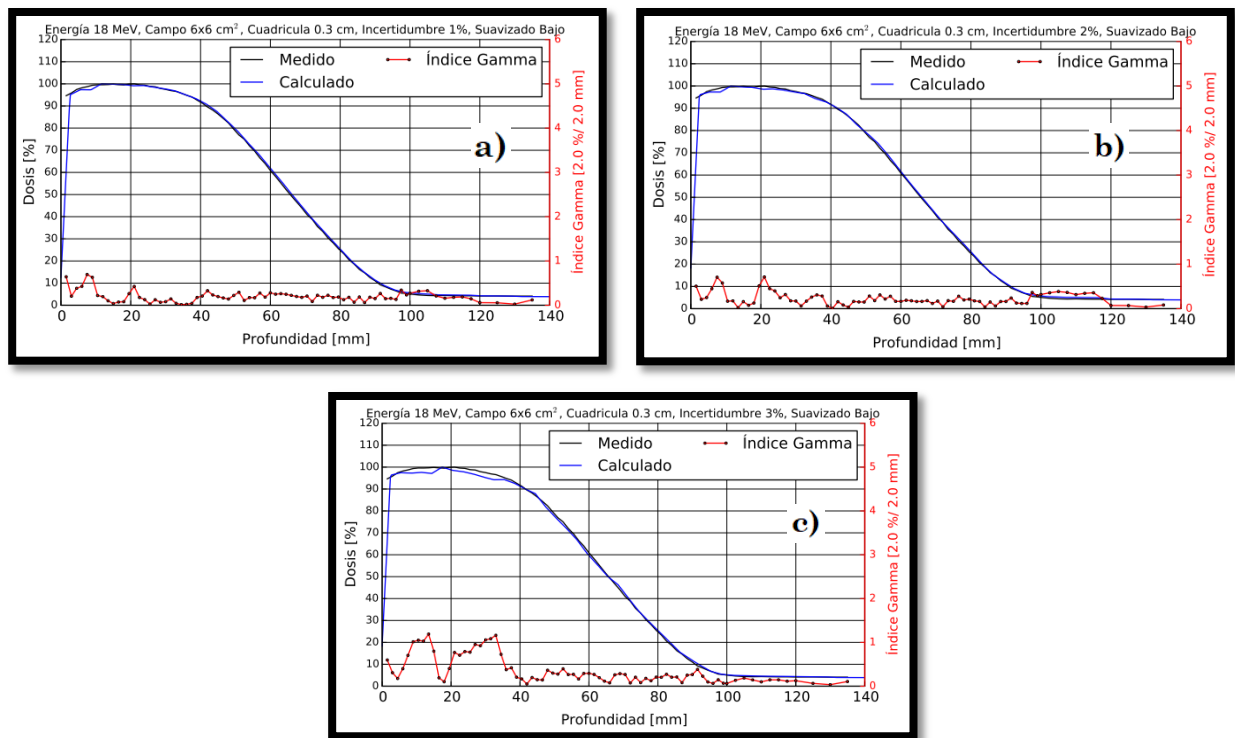


Figura 58B. Comparaciones con parámetros de entrada en la configuración de eMC con un tamaño de cuadrícula de **“0.3 cm”**, suavizado **“bajo”** e incertidumbres de a) 1%, b) 2% y c) 3%.

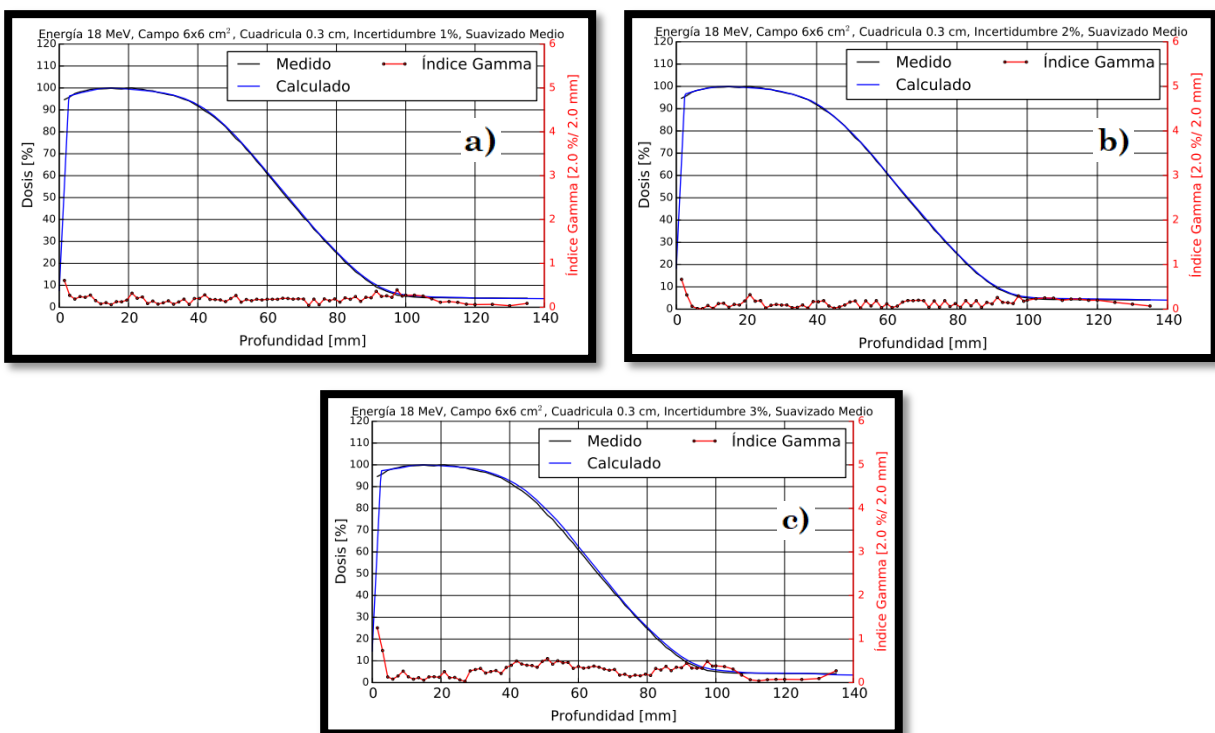


Figura 59B. Comparaciones con parámetros de entrada en la configuración de eMC con un tamaño de cuadrícula de **“0.3 cm”**, suavizado **“medio”** e incertidumbres de a) 1%, b) 2% y c) 3%.

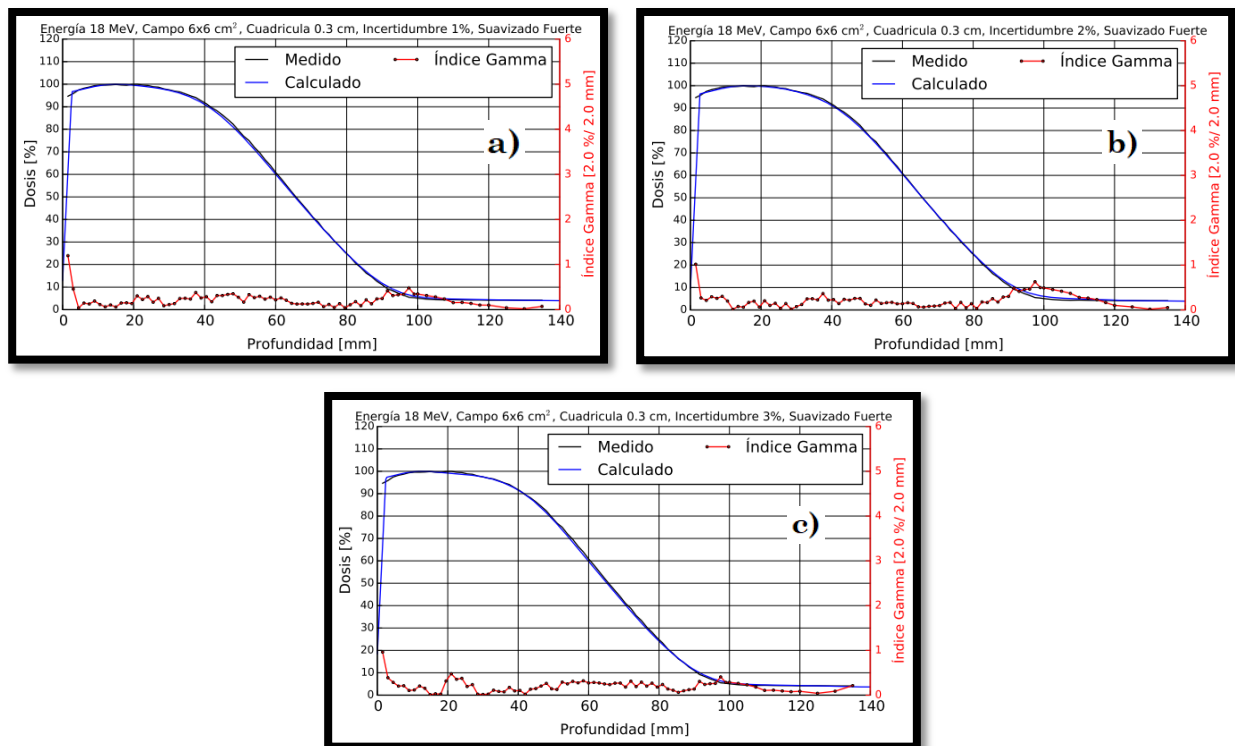


Figura 60B. Comparaciones con parámetros de entrada en la configuración de eMC con un tamaño de cuadrícula de **“0.3 cm”**, suavizado **“fuerte”** e incertidumbres de a) 1%, b) 2% y c) 3%.

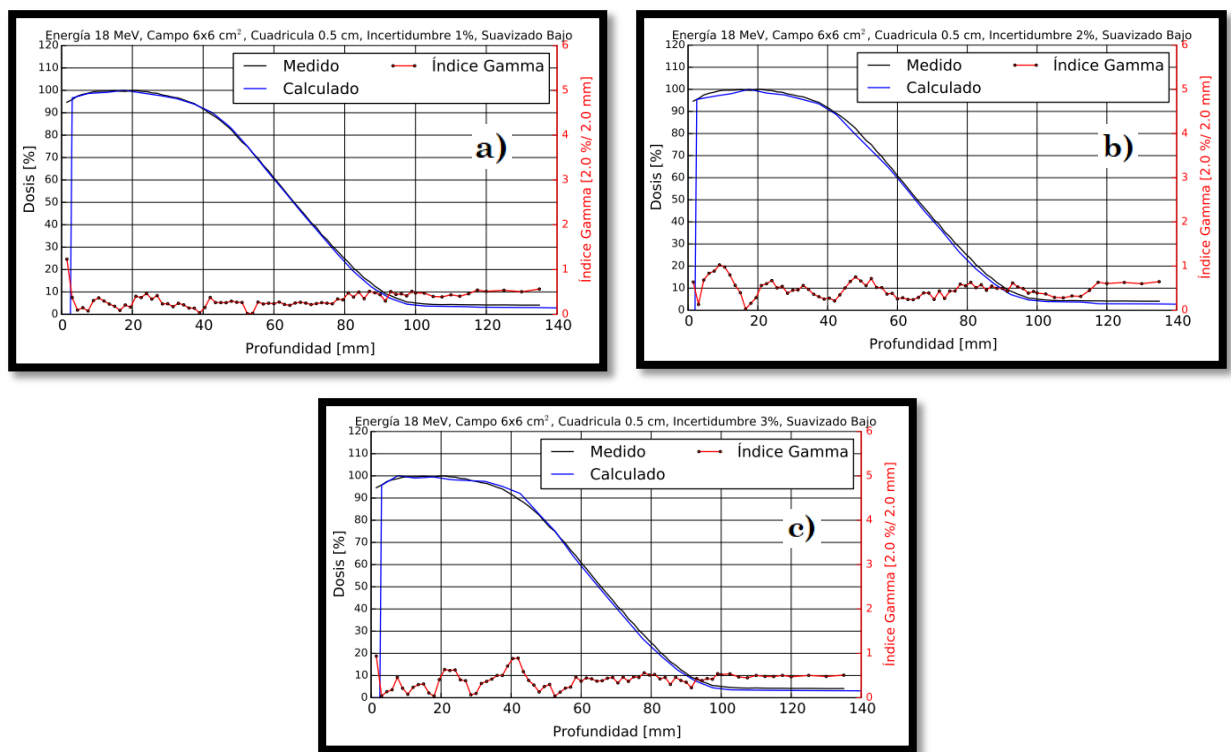


Figura 61B. Comparaciones con parámetros de entrada en la configuración de eMC con un tamaño de cuadrícula de **“0.5 cm”**, suavizado **“bajo”** e incertidumbres de a) 1%, b) 2% y c) 3%.

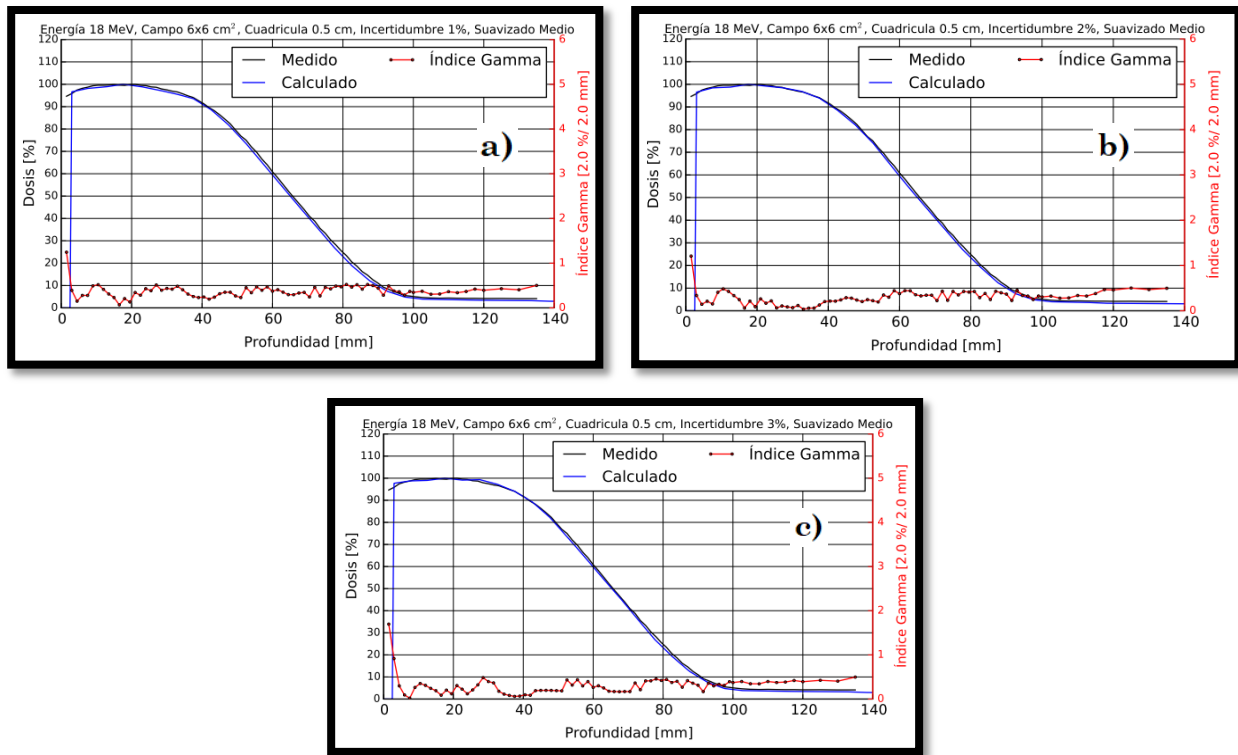


Figura 62B. Comparaciones con parámetros de entrada en la configuración de eMC con un tamaño de cuadrícula de **“0.5 cm”**, suavizado **“medio”** e incertidumbres de a) 1%, b) 2% y c) 3%.

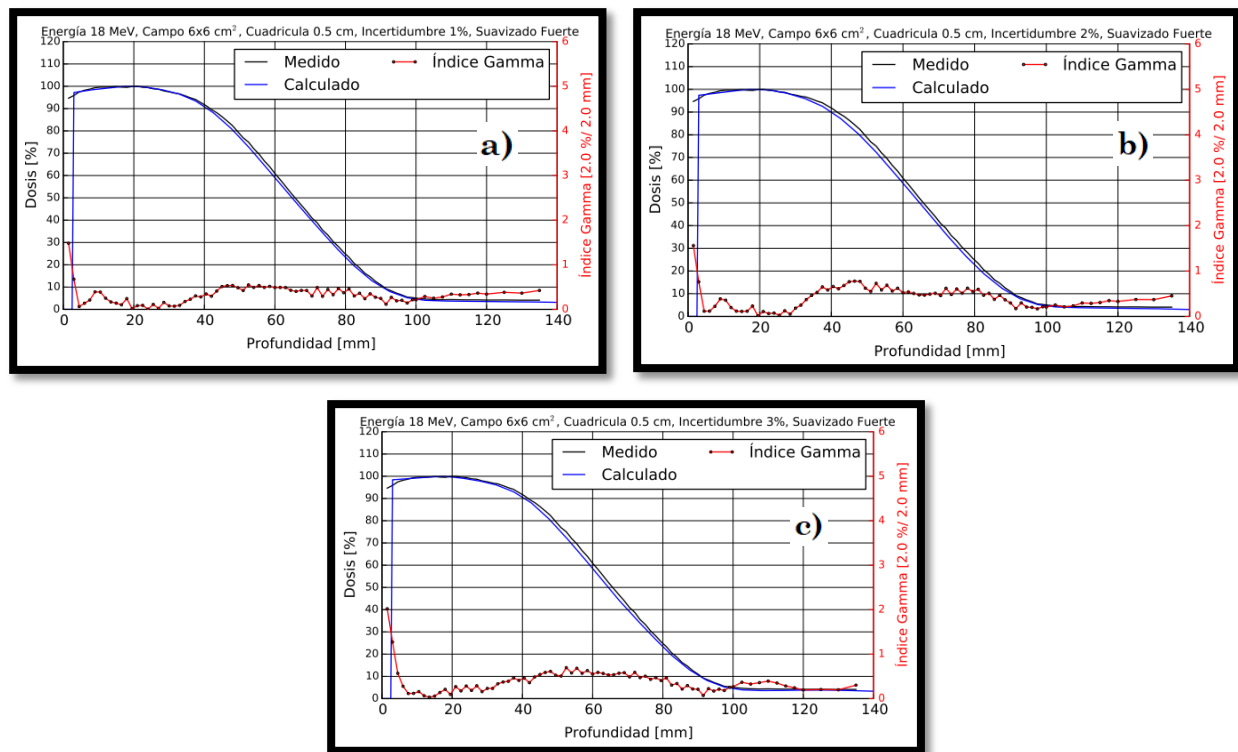


Figura 63B. Comparaciones con parámetros de entrada en la configuración de eMC con un tamaño de cuadrícula de **“0.5 cm”**, suavizado **“fuerte”** e incertidumbres de a) 1%, b) 2% y c) 3%.

18 MeV y Cono 25x25 cm²

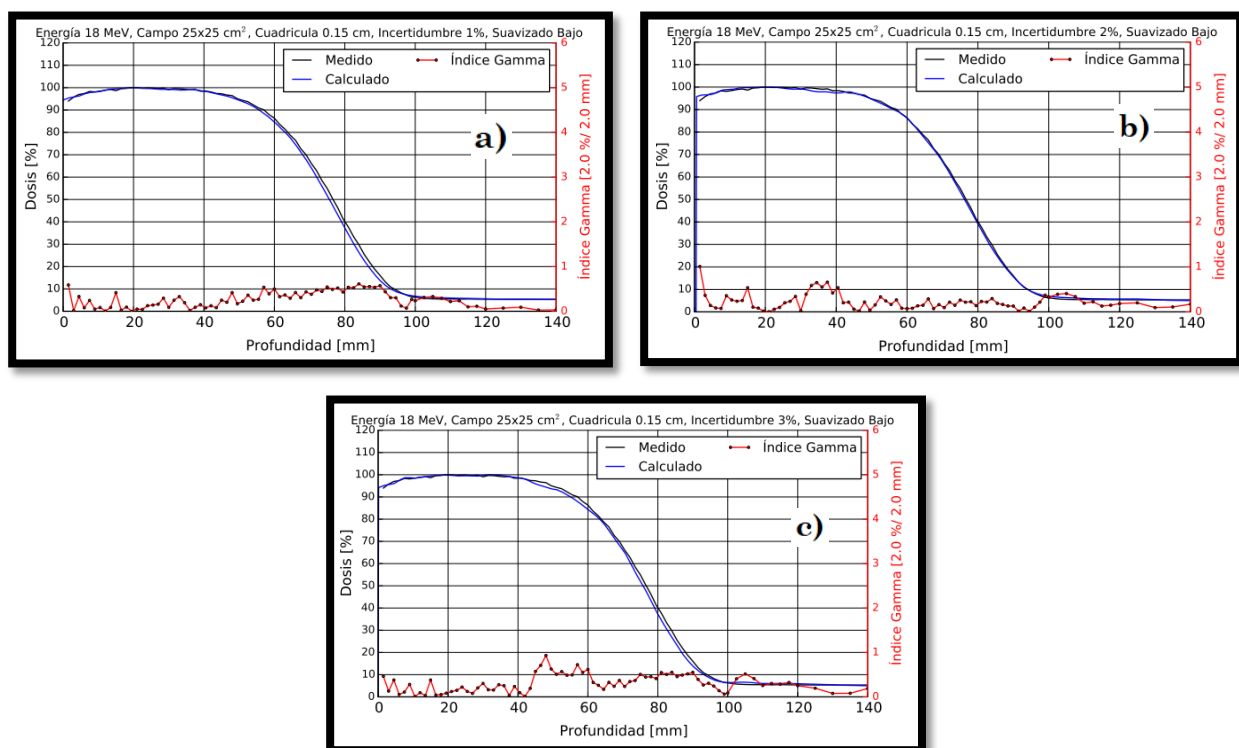


Figura 64B. Comparaciones con parámetros de entrada en la configuración de eMC con un tamaño de cuadrícula de **“0.15 cm”**, suavizado **“bajo”** e incertidumbres de a) 1%, b) 2% y c) 3%.

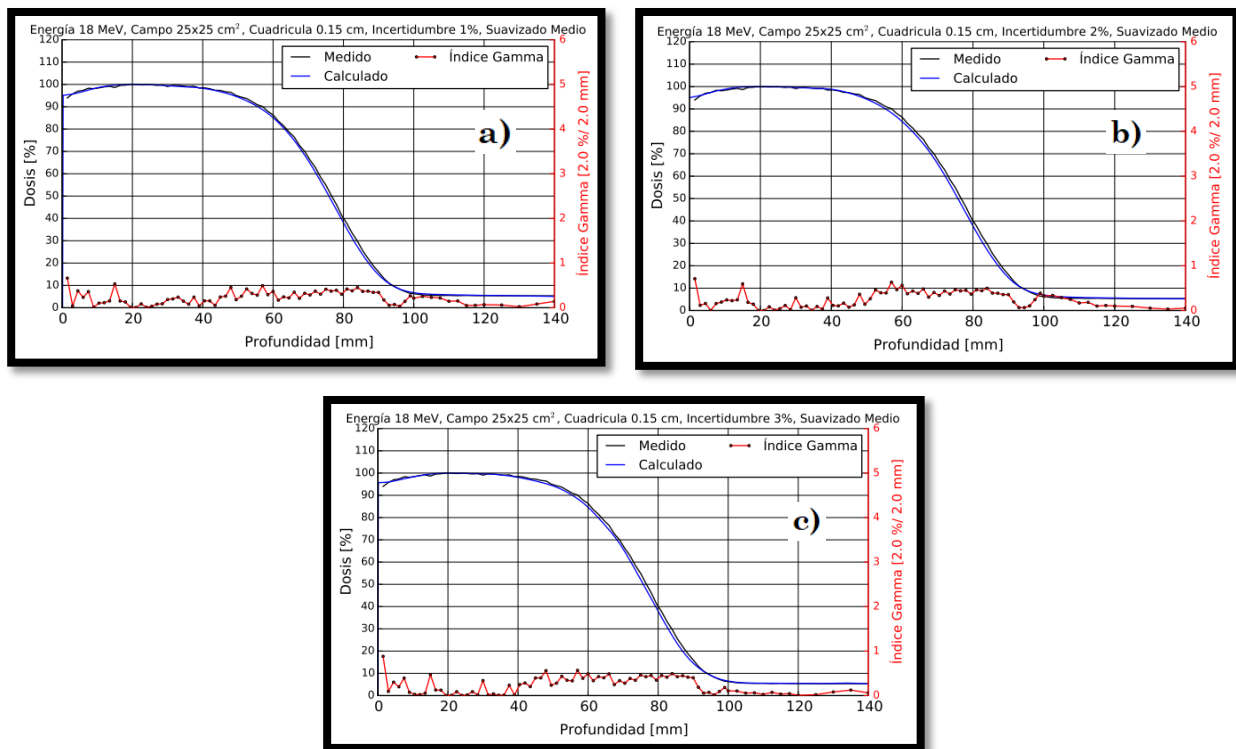


Figura 65B. Comparaciones con parámetros de entrada en la configuración de eMC con un tamaño de cuadrícula de **“0.15 cm”**, suavizado **“medio”** e incertidumbres de a) 1%, b) 2% y c) 3%.

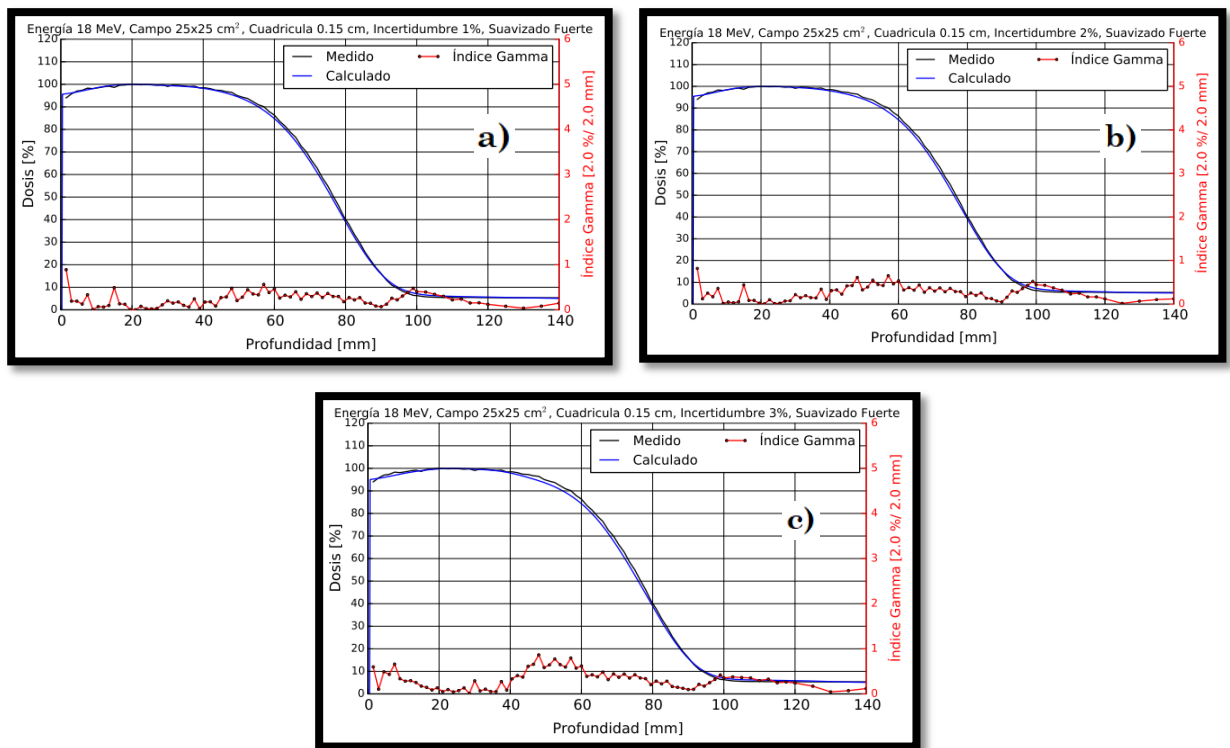


Figura 66B. Comparaciones con parámetros de entrada en la configuración de eMC con un tamaño de cuadrícula de **“0.15 cm”**, suavizado **“fuerte”** e incertidumbres de a) 1%, b) 2% y c) 3%.

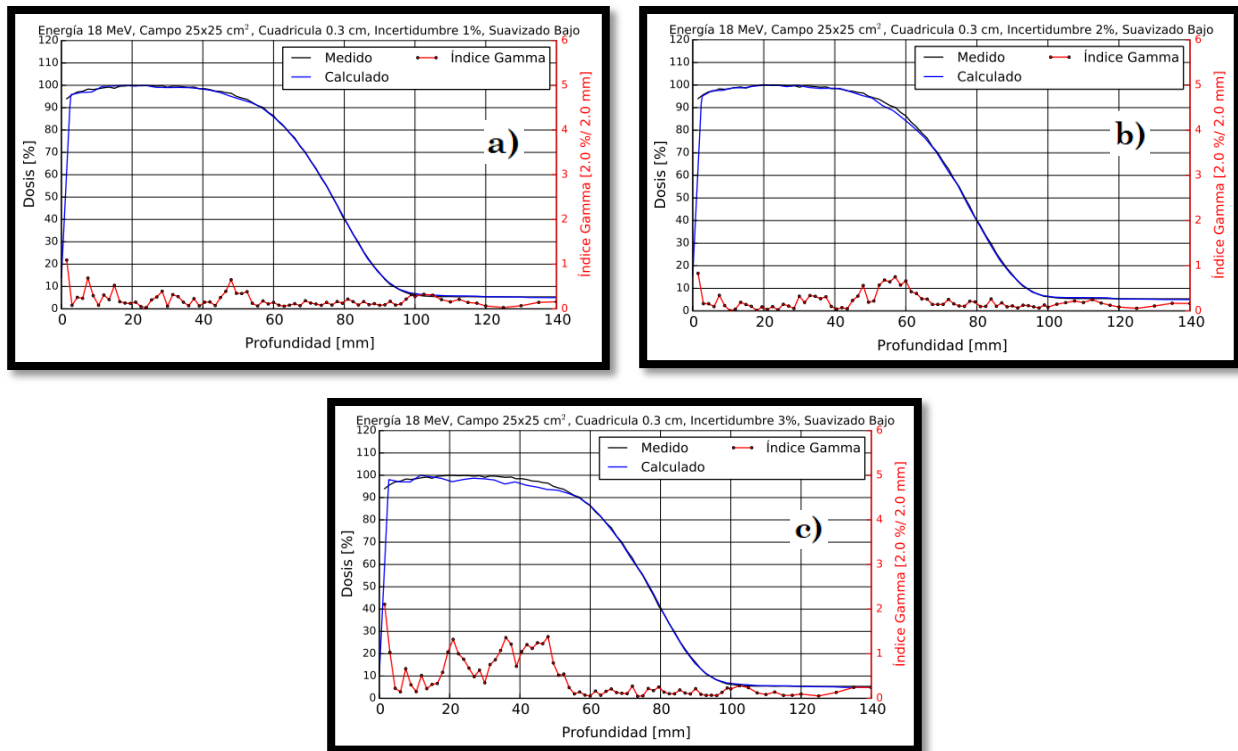


Figura 67B. Comparaciones con parámetros de entrada en la configuración de eMC con un tamaño de cuadrícula de **“0.3 cm”**, suavizado **“bajo”** e incertidumbres de a) 1%, b) 2% y c) 3%.

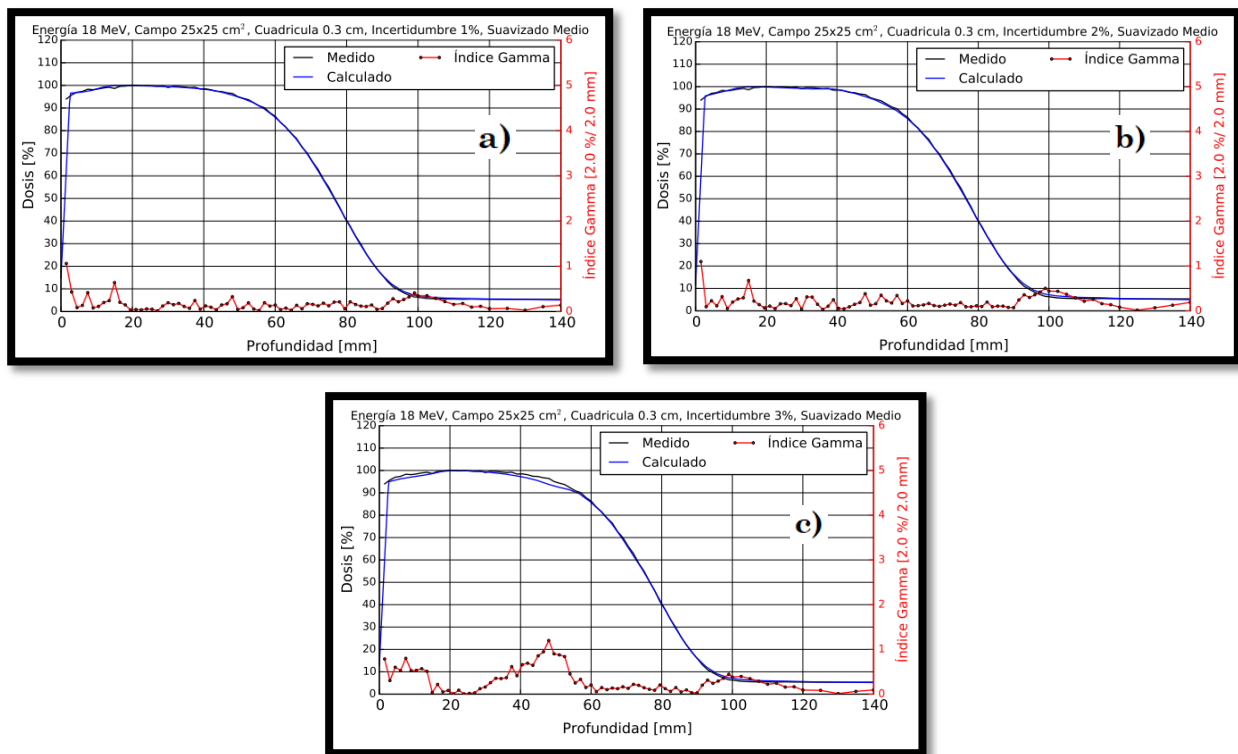


Figura 68B. Comparaciones con parámetros de entrada en la configuración de eMC con un tamaño de cuadrícula de **“0.3 cm”**, suavizado **“medio”** e incertidumbres de a) 1%, b) 2% y c) 3%.

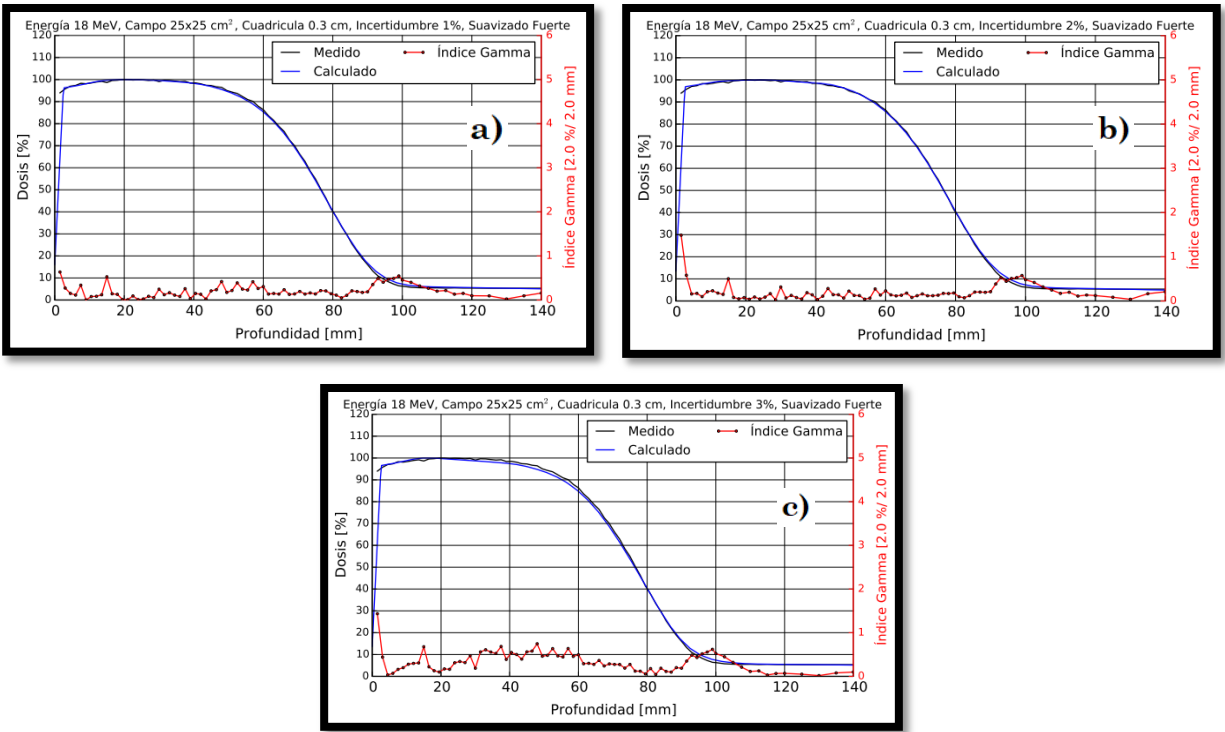


Figura 69B. Comparaciones con parámetros de entrada en la configuración de eMC con un tamaño de cuadrícula de **“0.3 cm”**, suavizado **“fuerte”** e incertidumbres de a) 1%, b) 2% y c) 3%.

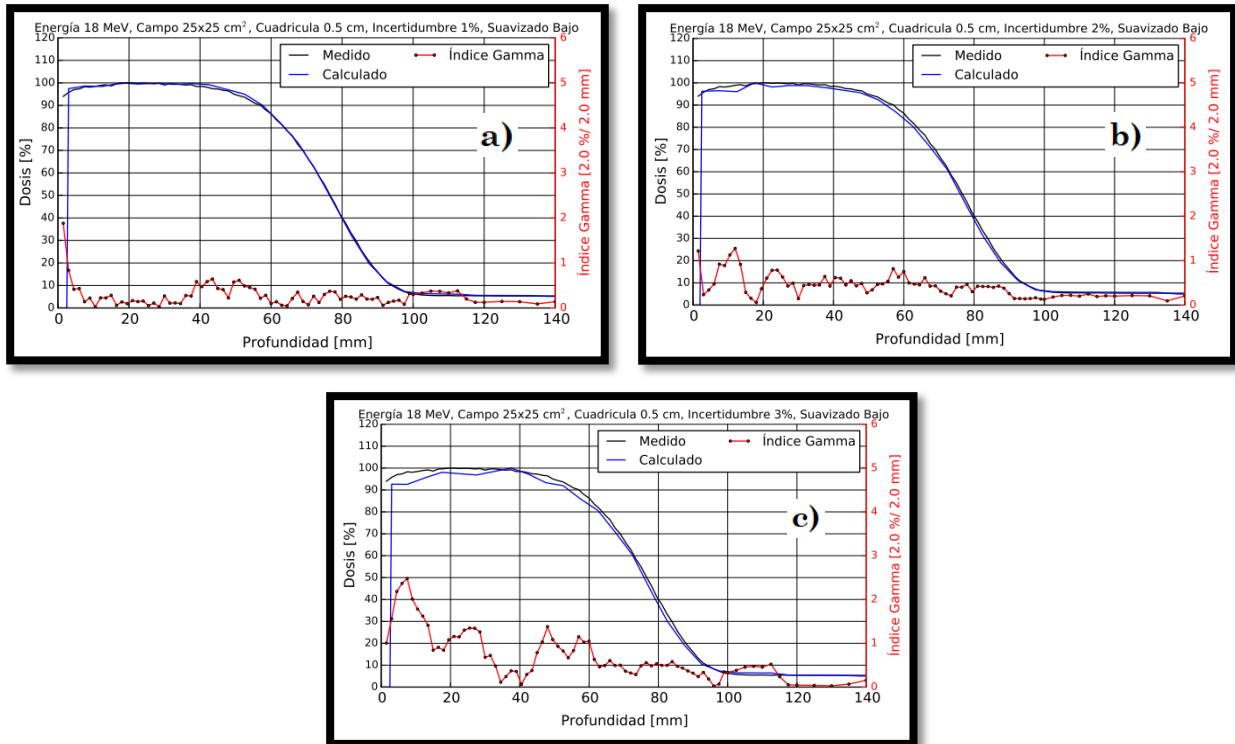


Figura 70B. Comparaciones con parámetros de entrada en la configuración de eMC con un tamaño de cuadrícula de **“0.5 cm”**, suavizado **“bajo”** e incertidumbres de a) 1%, b) 2% y c) 3%.

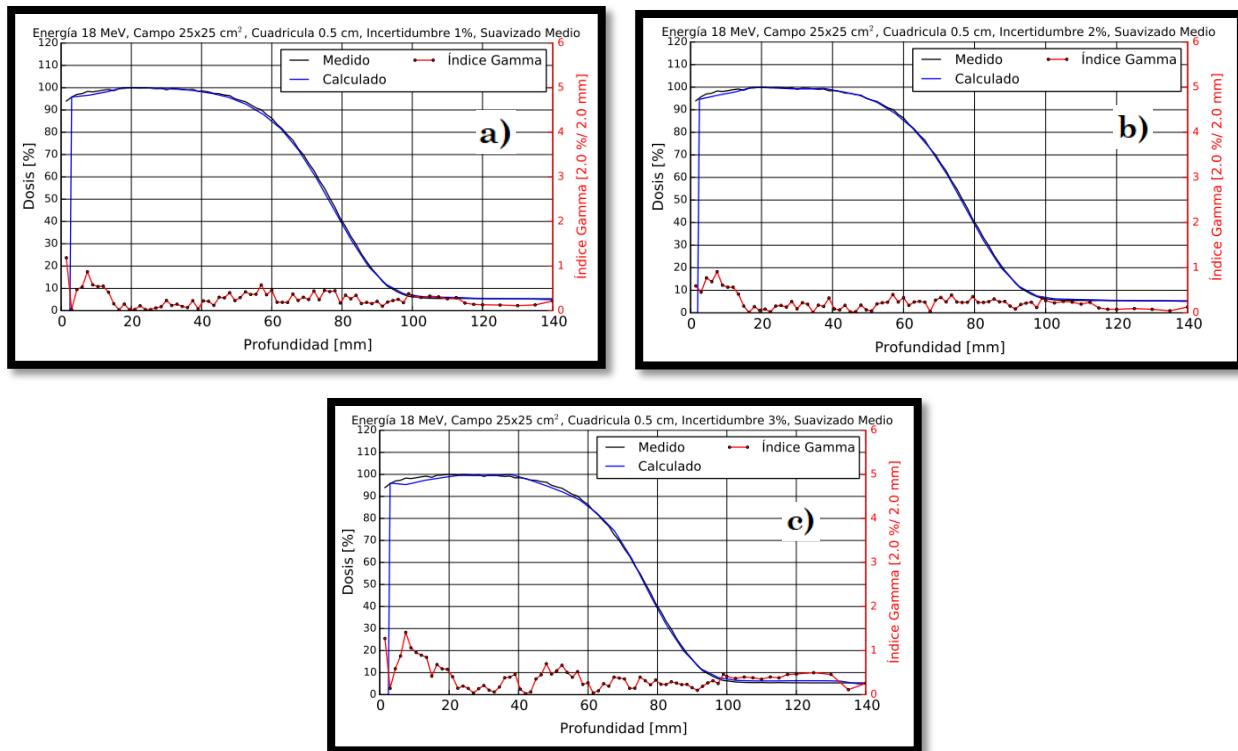


Figura 71B. Comparaciones con parámetros de entrada en la configuración de eMC con un tamaño de cuadrícula de **“0.5 cm”**, suavizado **“medio”** e incertidumbres de a) 1%, b) 2% y c) 3%.

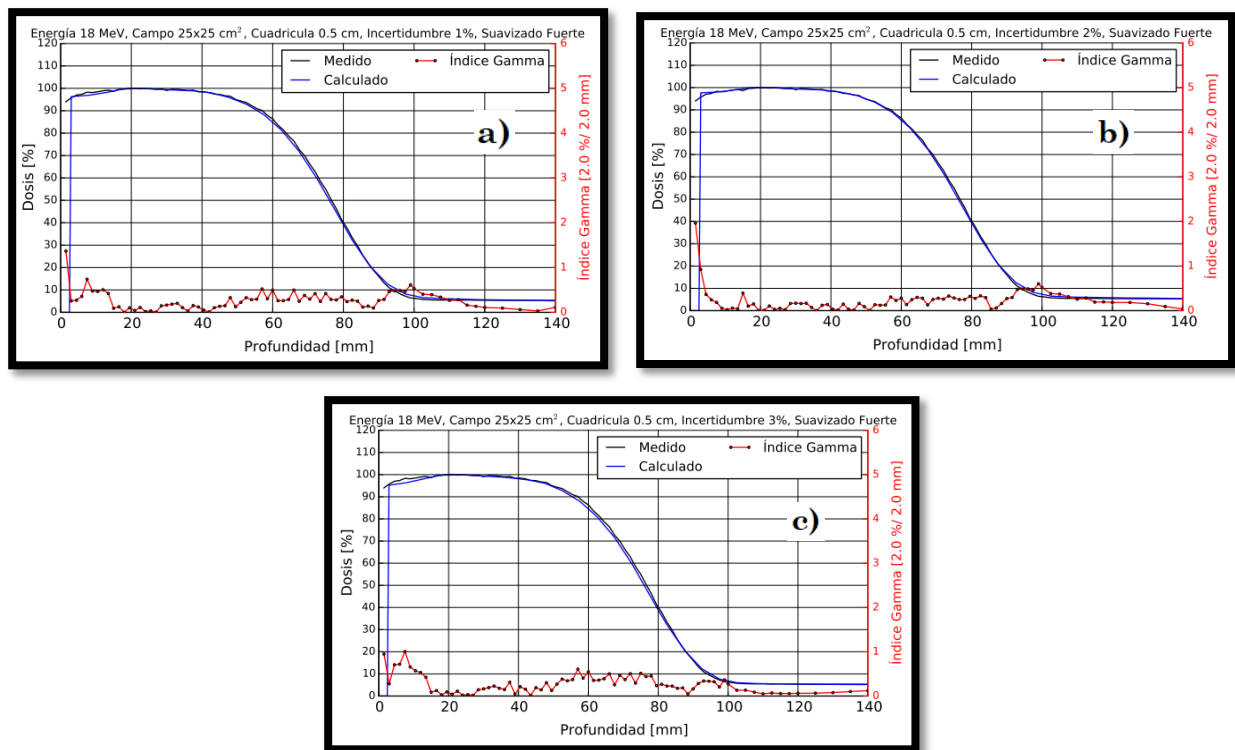


Figura 72B. Comparaciones con parámetros de entrada en la configuración de eMC con un tamaño de cuadrícula de **“0.5 cm”**, suavizado **“fuerte”** e incertidumbres de a) 1%, b) 2% y c) 3%.

Comparaciones de Perfiles

4 MeV y Cono 6x6 cm²

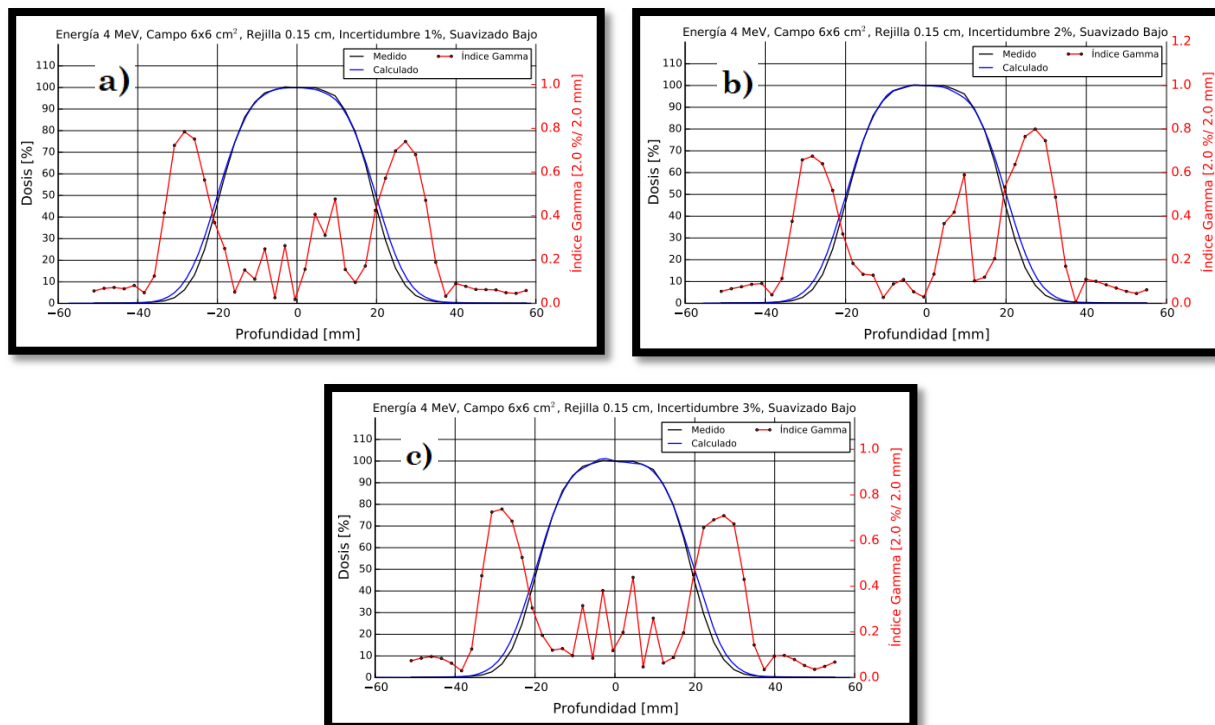


Figura 73B. Comparaciones con parámetros de entrada en la configuración de eMC con un tamaño de cuadrícula de **“0.15 cm”**, suavizado **“bajo”** e incertidumbres de a) 1%, b) 2% y c) 3%.

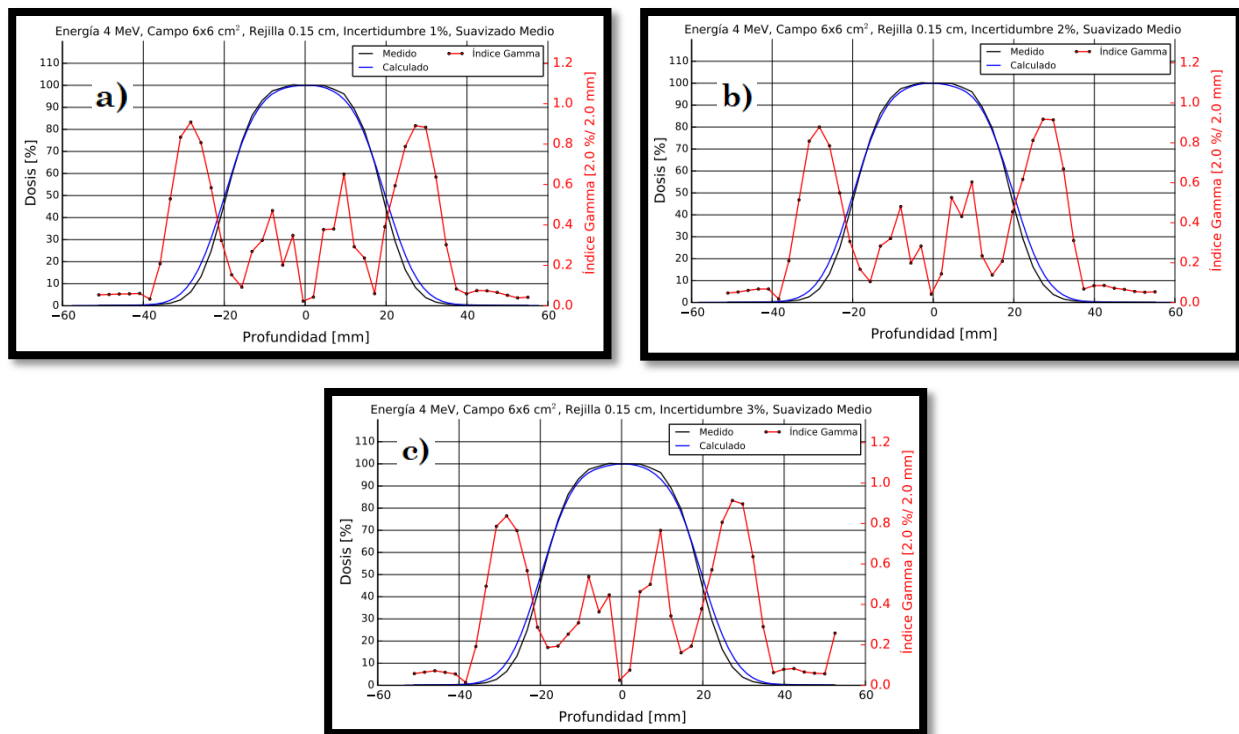


Figura 74B. Comparaciones con parámetros de entrada en la configuración de eMC con un tamaño de cuadrícula de **“0.15 cm”**, suavizado **“medio”** e incertidumbres de a) 1%, b) 2% y c) 3%.

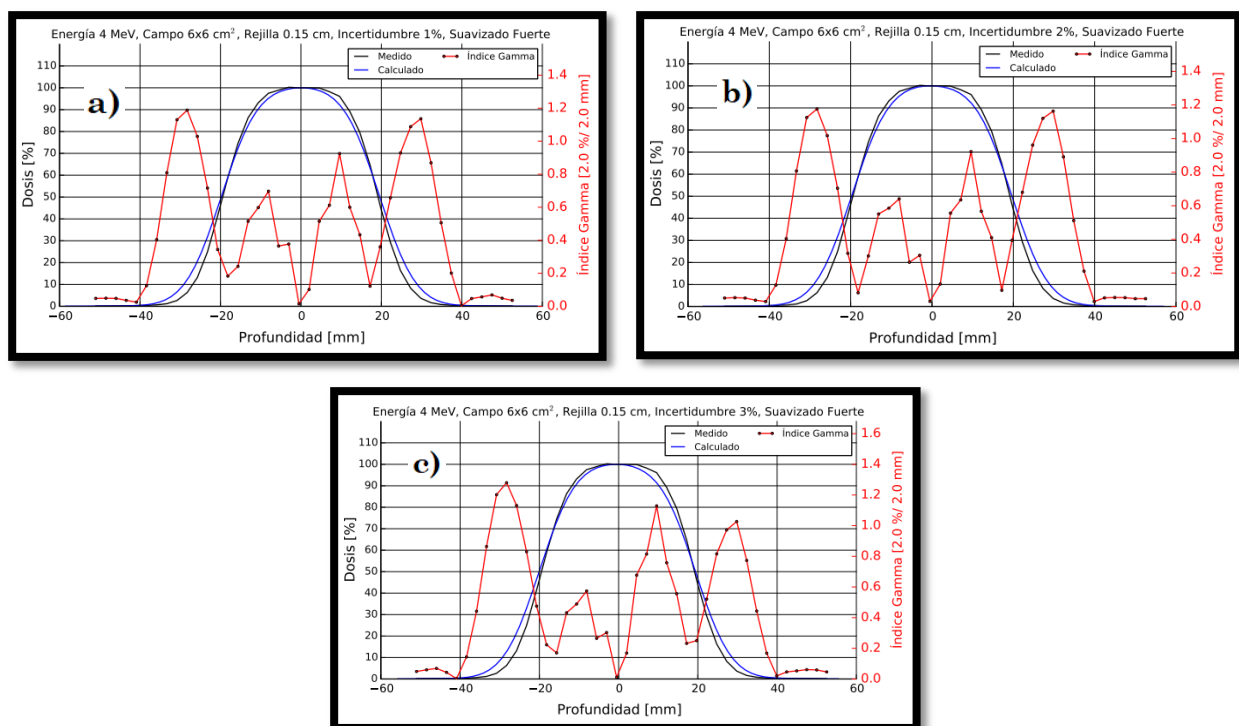


Figura 75B. Comparaciones con parámetros de entrada en la configuración de eMC con un tamaño de cuadrícula de **“0.15 cm”**, suavizado **“fuerte”** e incertidumbres de a) 1%, b) 2% y c) 3%.

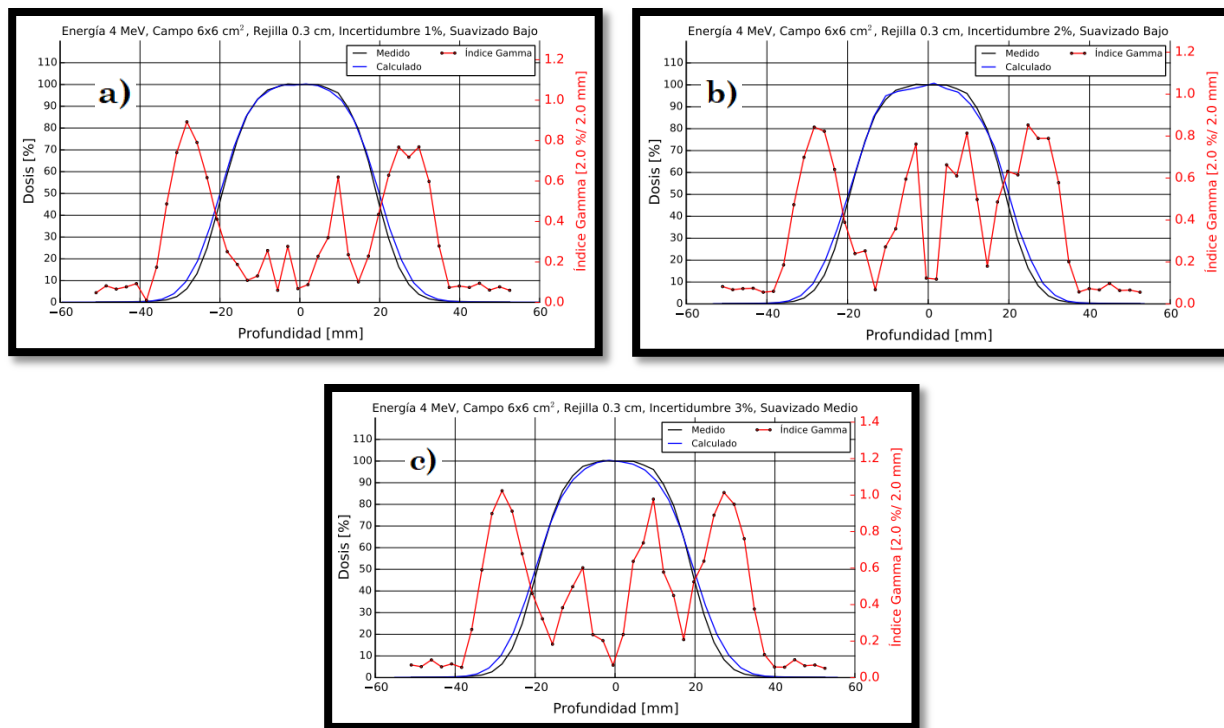


Figura 76B. Comparaciones con parámetros de entrada en la configuración de eMC con un tamaño de cuadrícula de **“0.3 cm”**, suavizado **“bajo”** e incertidumbres de a) 1%, b) 2% y c) 3%.

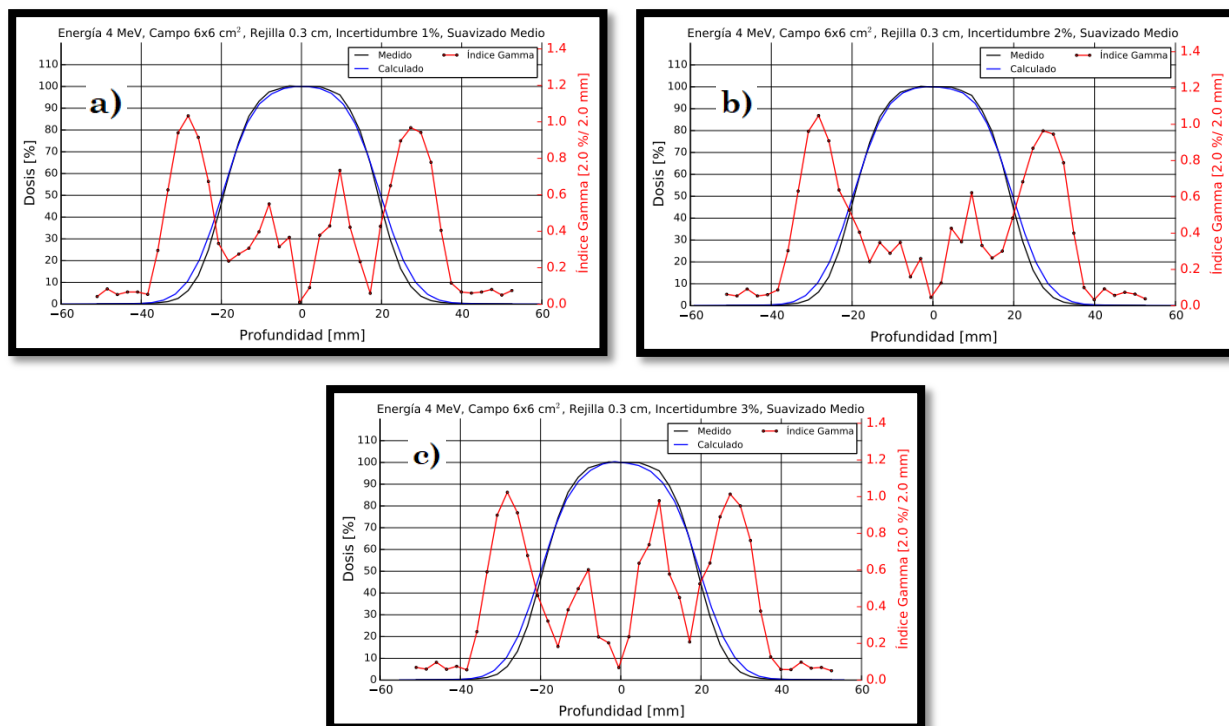


Figura 77B. Comparaciones con parámetros de entrada en la configuración de eMC con un tamaño de cuadrícula de **“0.3 cm”**, suavizado **“medio”** e incertidumbres de a) 1%, b) 2% y c) 3%.

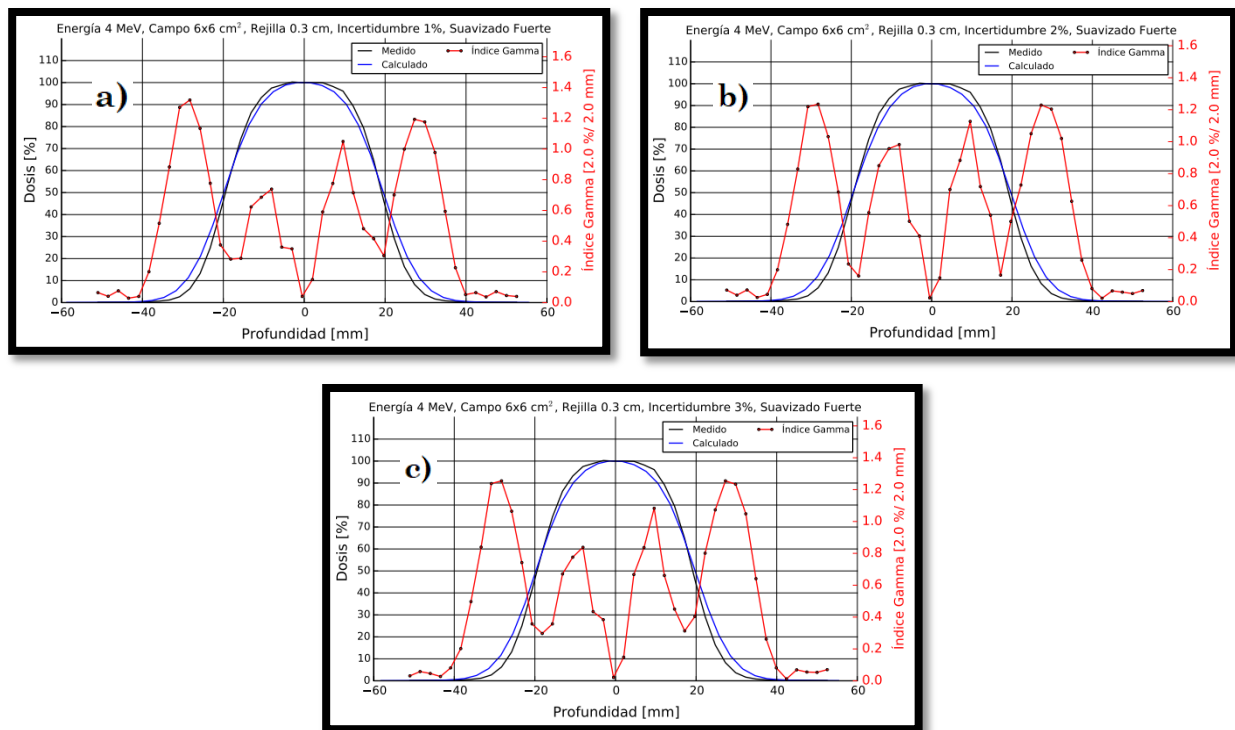


Figura 78B. Comparaciones con parámetros de entrada en la configuración de eMC con un tamaño de cuadrícula de **“0.3 cm”**, suavizado **“fuerte”** e incertidumbres de a) 1%, b) 2% y c) 3%.

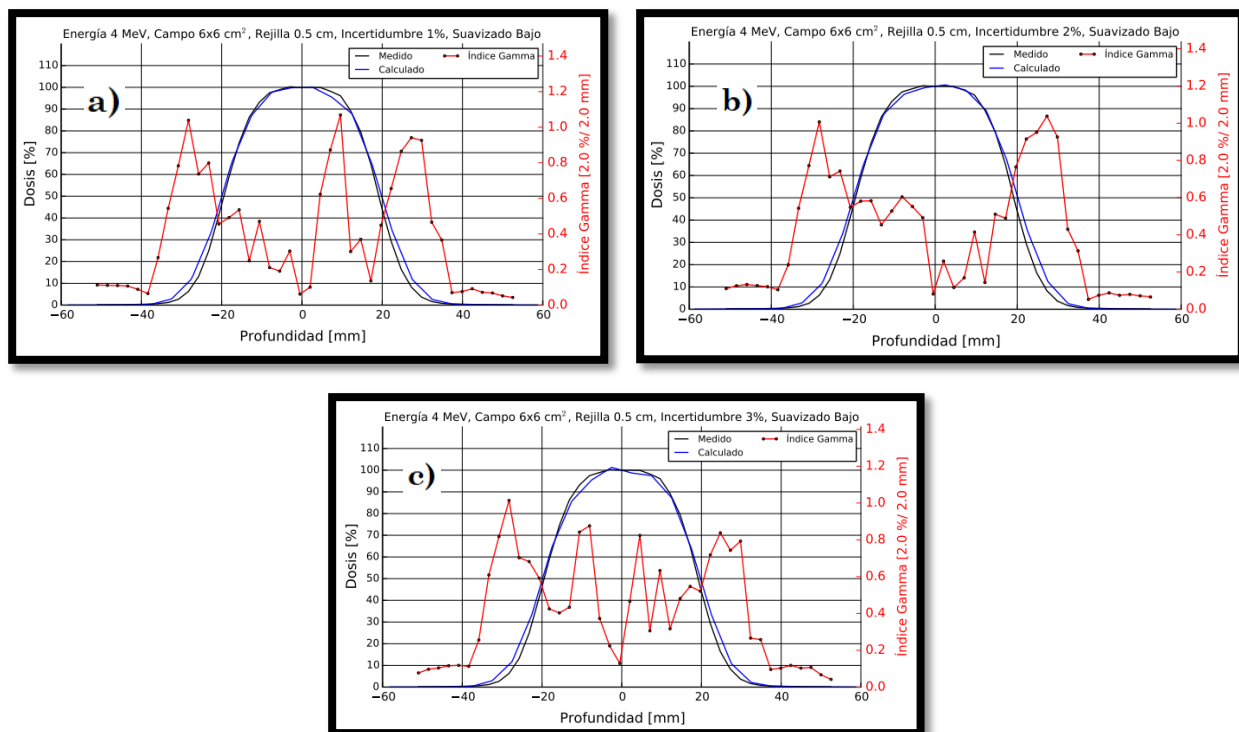


Figura 79B. Comparaciones con parámetros de entrada en la configuración de eMC con un tamaño de cuadrícula de **“0.5 cm”**, suavizado **“bajo”** e incertidumbres de a) 1%, b) 2% y c) 3%.

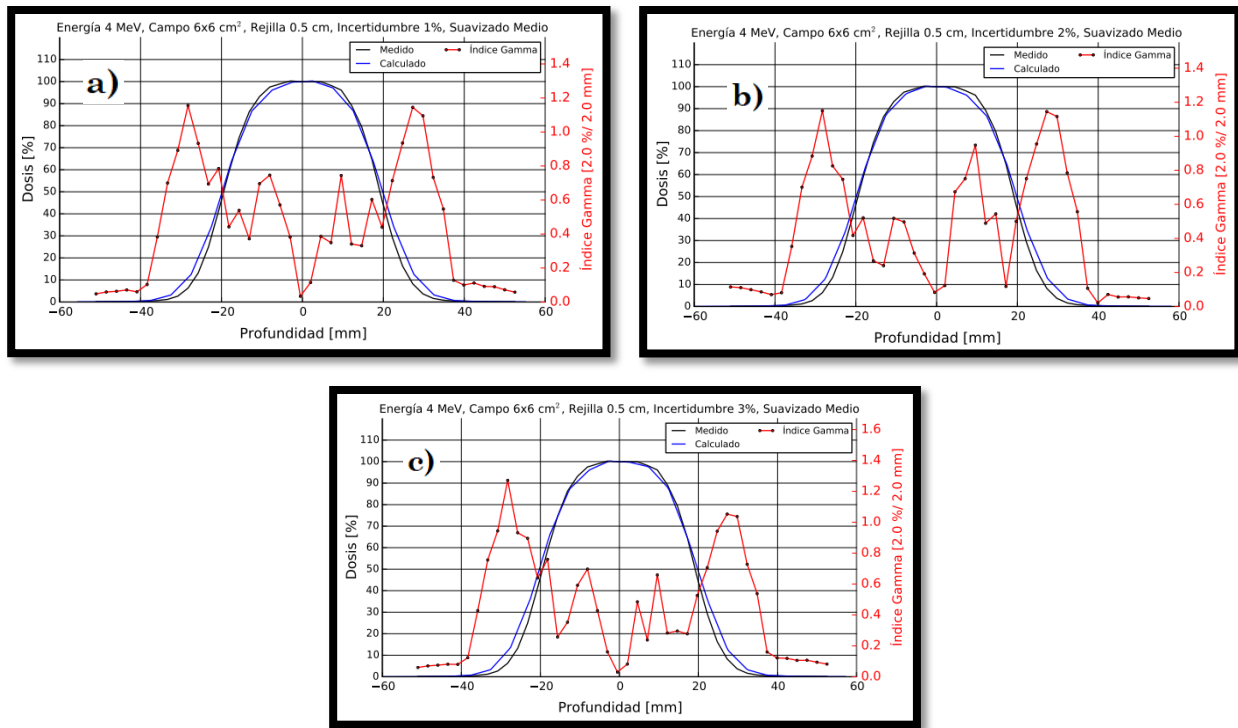


Figura 80B. Comparaciones con parámetros de entrada en la configuración de eMC con un tamaño de cuadrícula de **“0.5 cm”**, suavizado **“medio”** e incertidumbres de a) 1%, b) 2% y c) 3%.

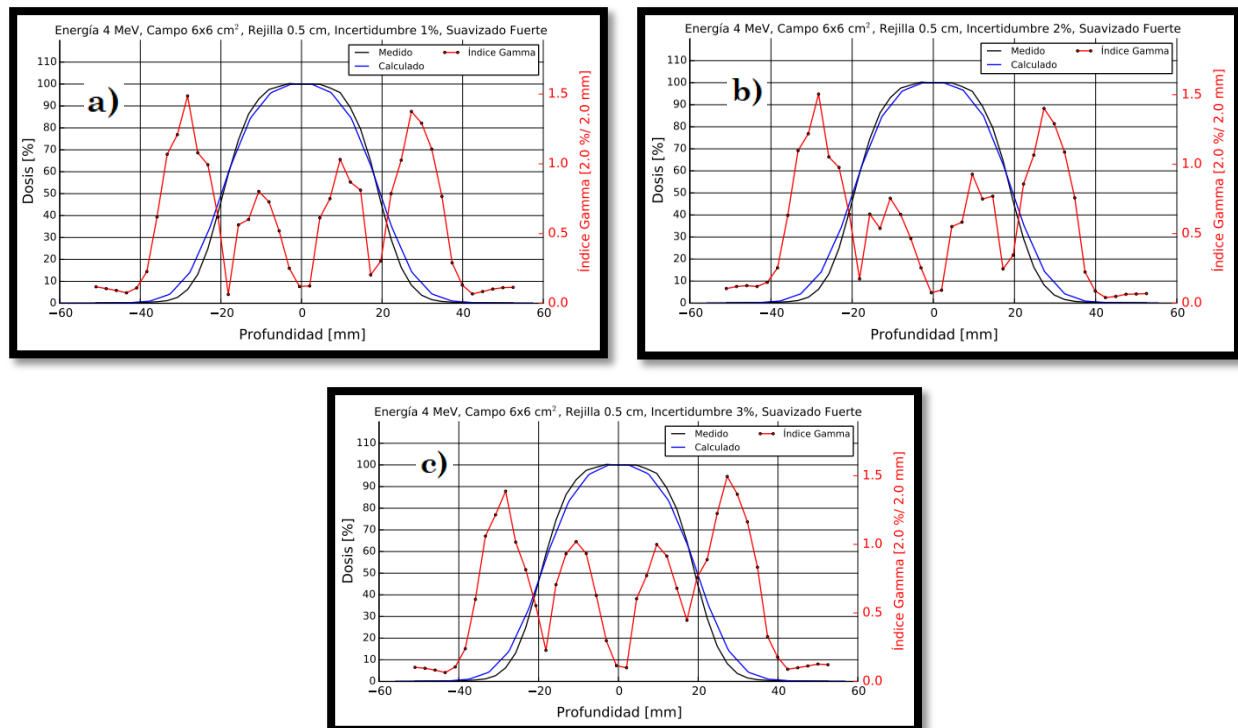


Figura 81B. Comparaciones con parámetros de entrada en la configuración de eMC con un tamaño de cuadrícula de **“0.5 cm”**, suavizado **“fuerte”** e incertidumbres de a) 1%, b) 2% y c) 3%.

4 MeV y Cono 25x25 cm²

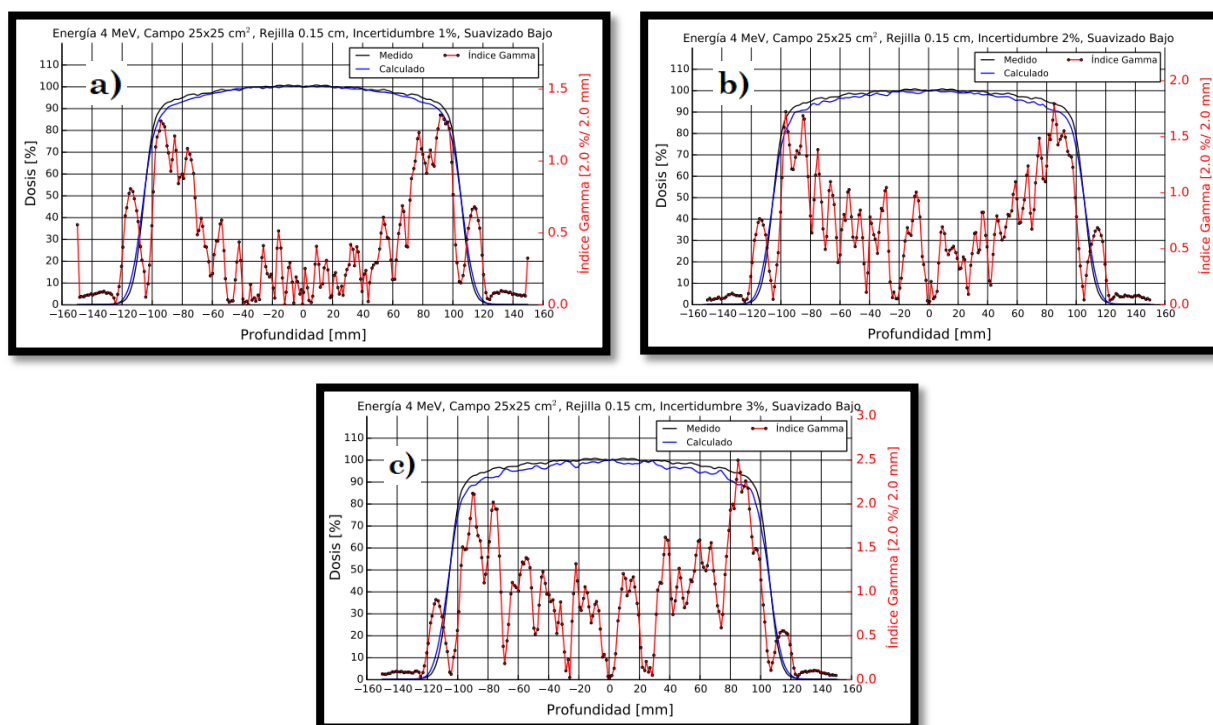


Figura 82B. Comparaciones con parámetros de entrada en la configuración de eMC con un tamaño de cuadrícula de **“0.15 cm”**, suavizado **“bajo”** e incertidumbres de a) 1%, b) 2% y c) 3%.

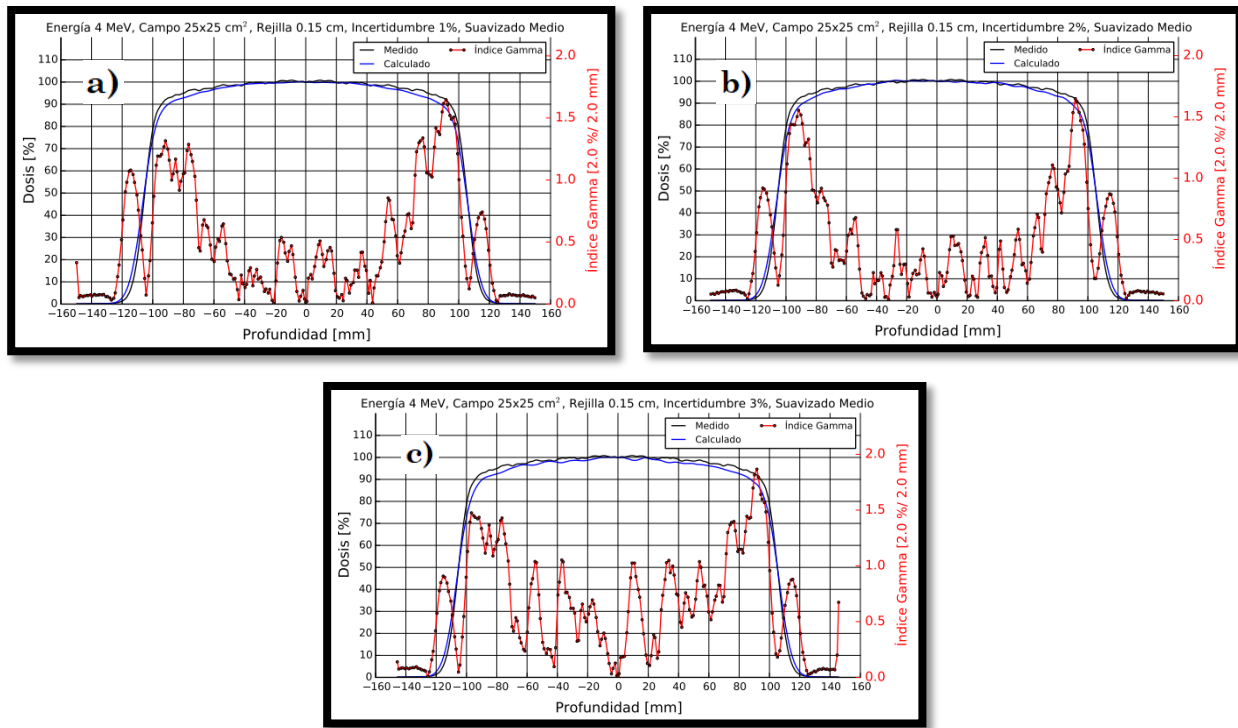


Figura 83B. Comparaciones con parámetros de entrada en la configuración de eMC con un tamaño de cuadrícula de **“0.15 cm”**, suavizado **“medio”** e incertidumbres de a) 1%, b) 2% y c) 3%.

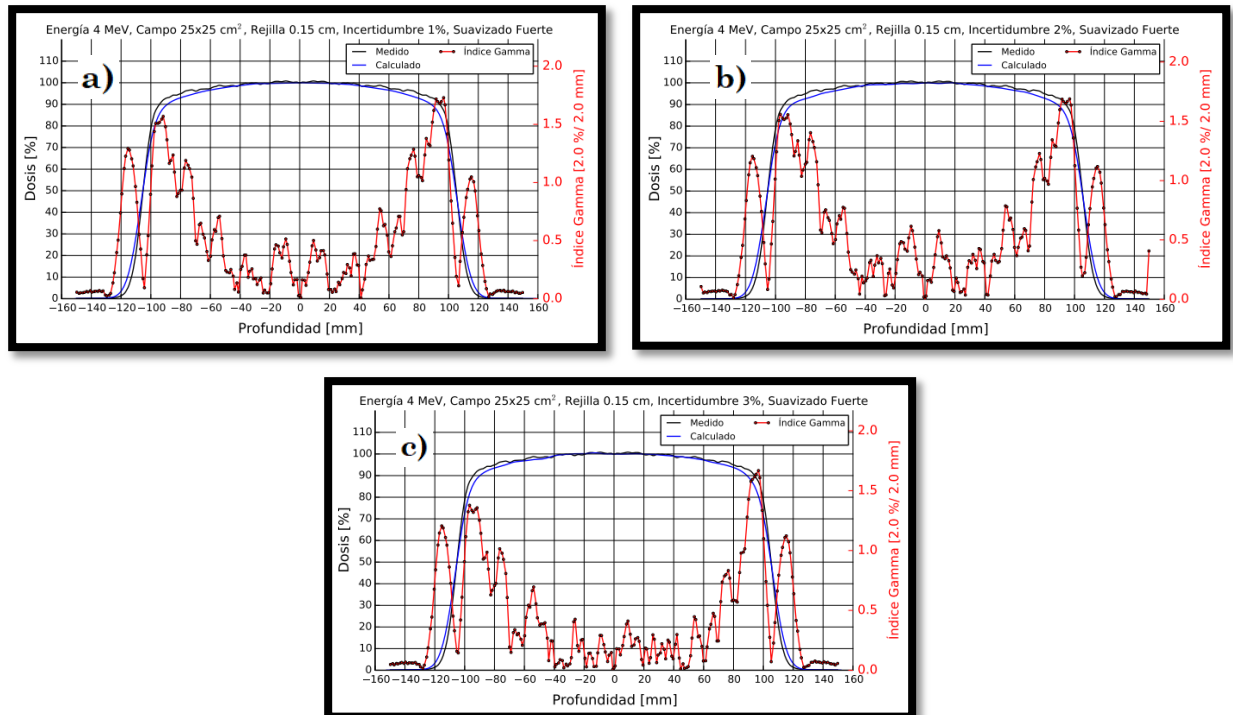


Figura 84B. Comparaciones con parámetros de entrada en la configuración de eMC con un tamaño de cuadrícula de **“0.15 cm”**, suavizado **“fuerte”** e incertidumbres de a) 1%, b) 2% y c) 3%.

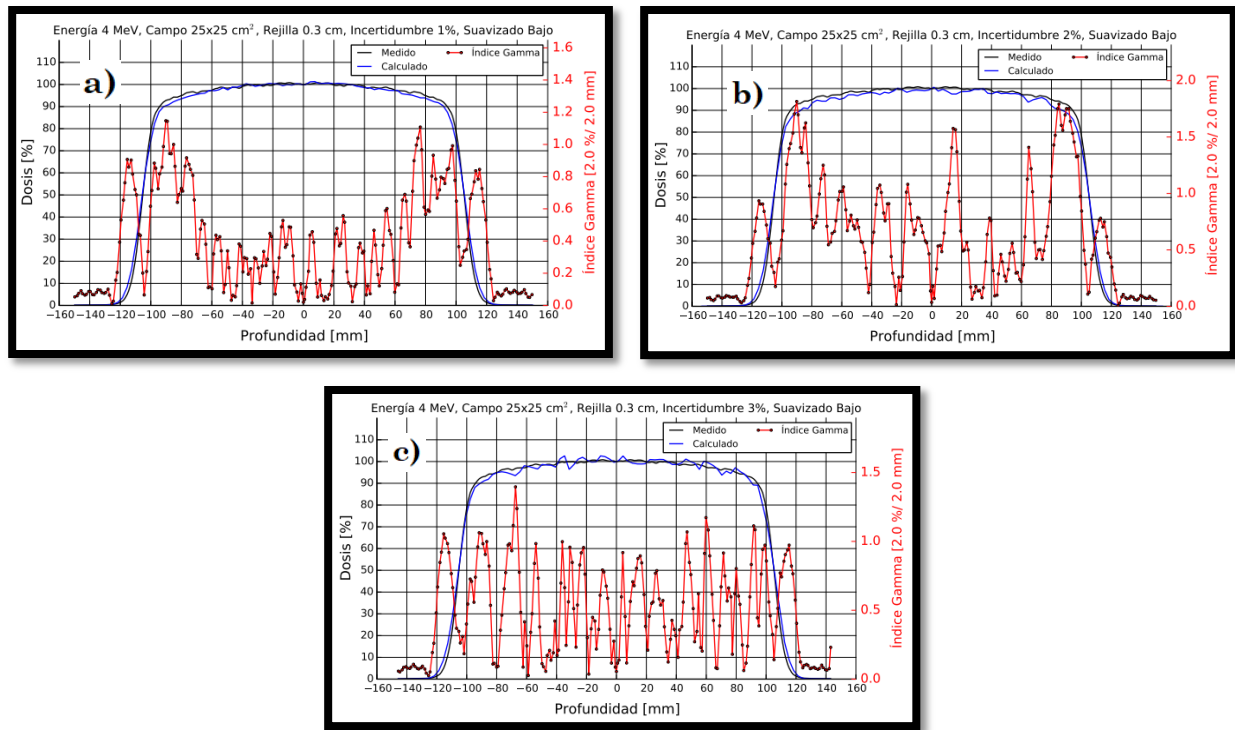


Figura 85B. Comparaciones con parámetros de entrada en la configuración de eMC con un tamaño de cuadrícula de **“0.3 cm”**, suavizado **“bajo”** e incertidumbres de a) 1%, b) 2% y c) 3%.

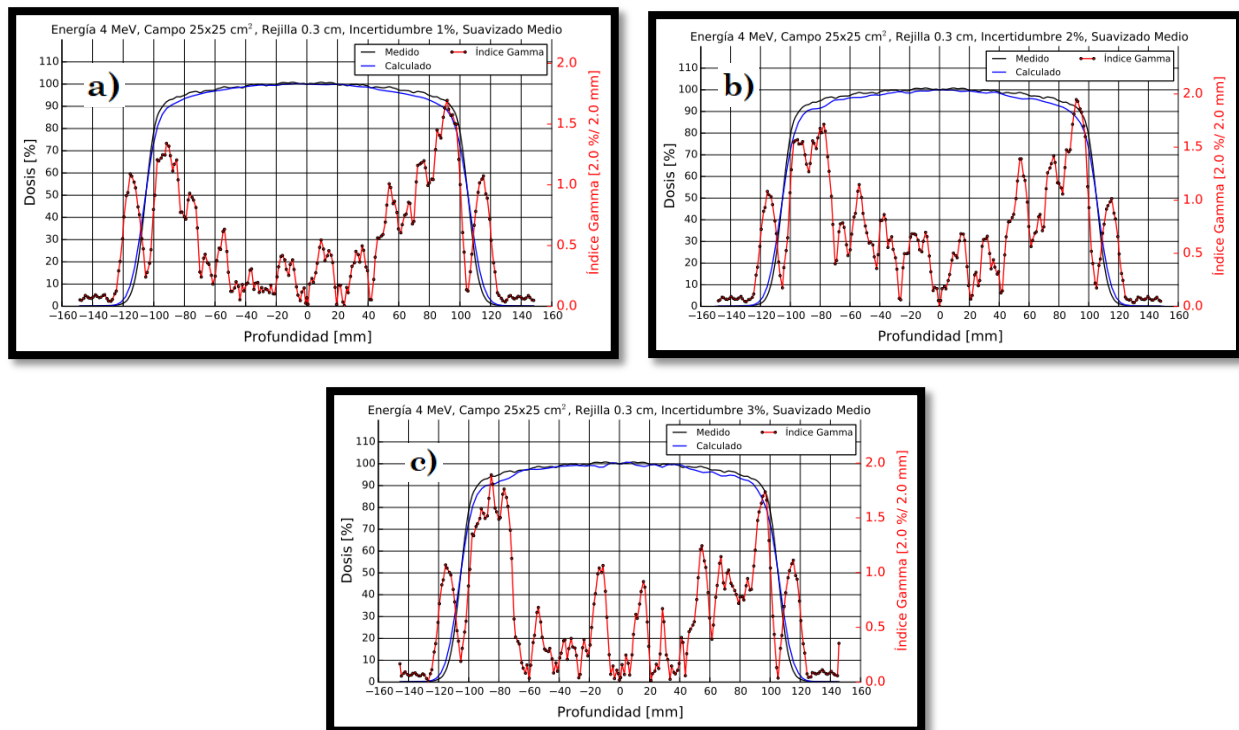


Figura 86B. Comparaciones con parámetros de entrada en la configuración de eMC con un tamaño de cuadrícula de **“0.3 cm”**, suavizado **“medio”** e incertidumbres de a) 1%, b) 2% y c) 3%.

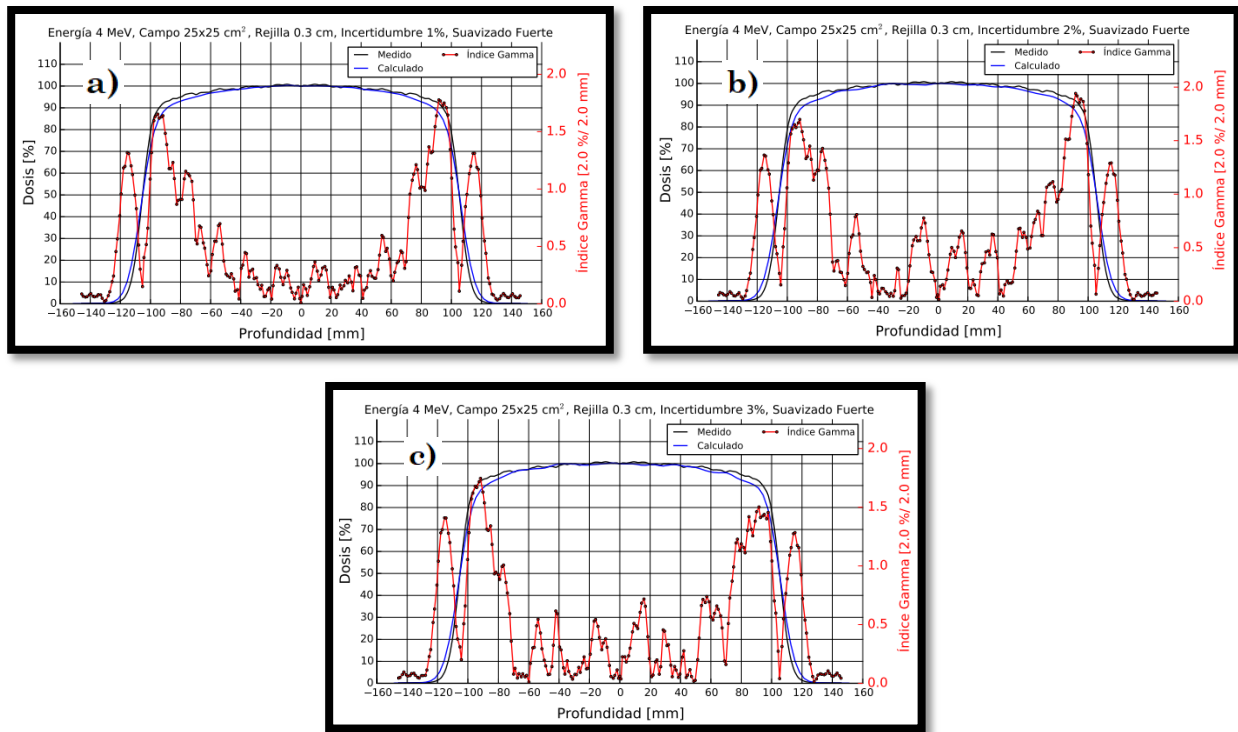


Figura 87B. Comparaciones con parámetros de entrada en la configuración de eMC con un tamaño de cuadrícula de **“0.3 cm”**, suavizado **“fuerte”** e incertidumbres de a) 1%, b) 2% y c) 3%.

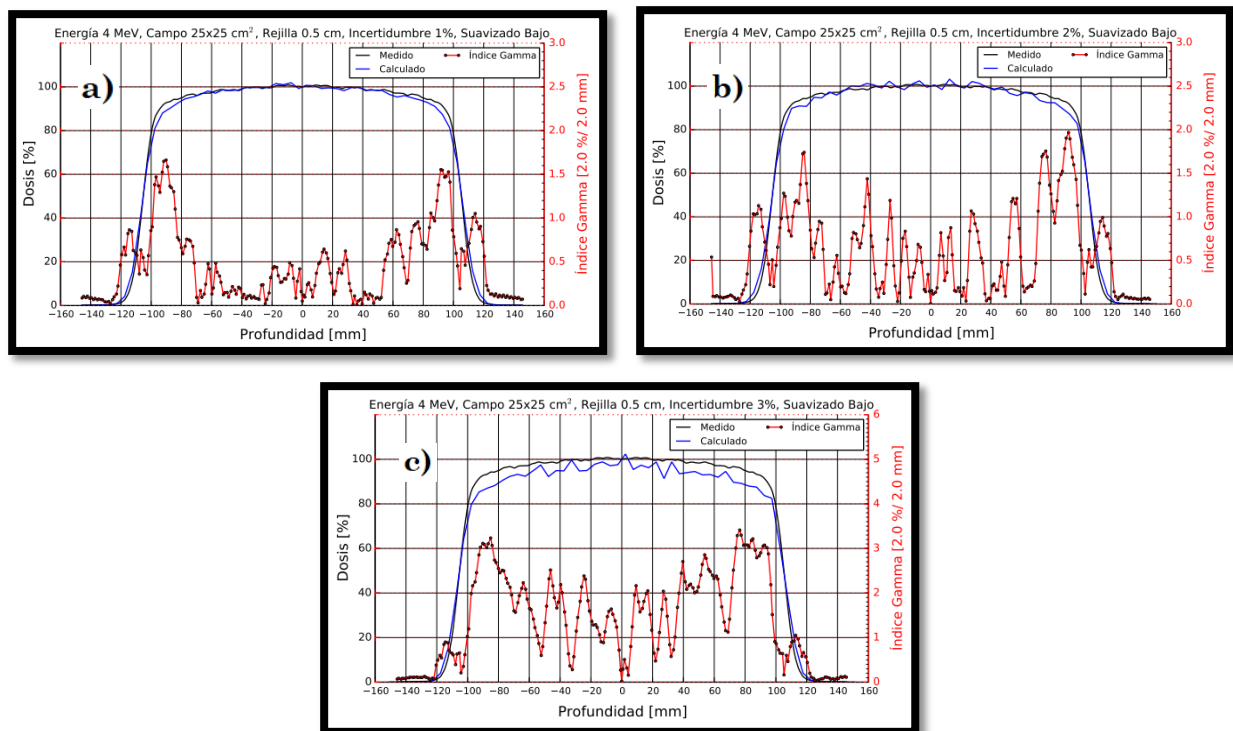


Figura 88B. Comparaciones con parámetros de entrada en la configuración de eMC con un tamaño de cuadrícula de **“0.5 cm”**, suavizado **“bajo”** e incertidumbres de a) 1%, b) 2% y c) 3%.

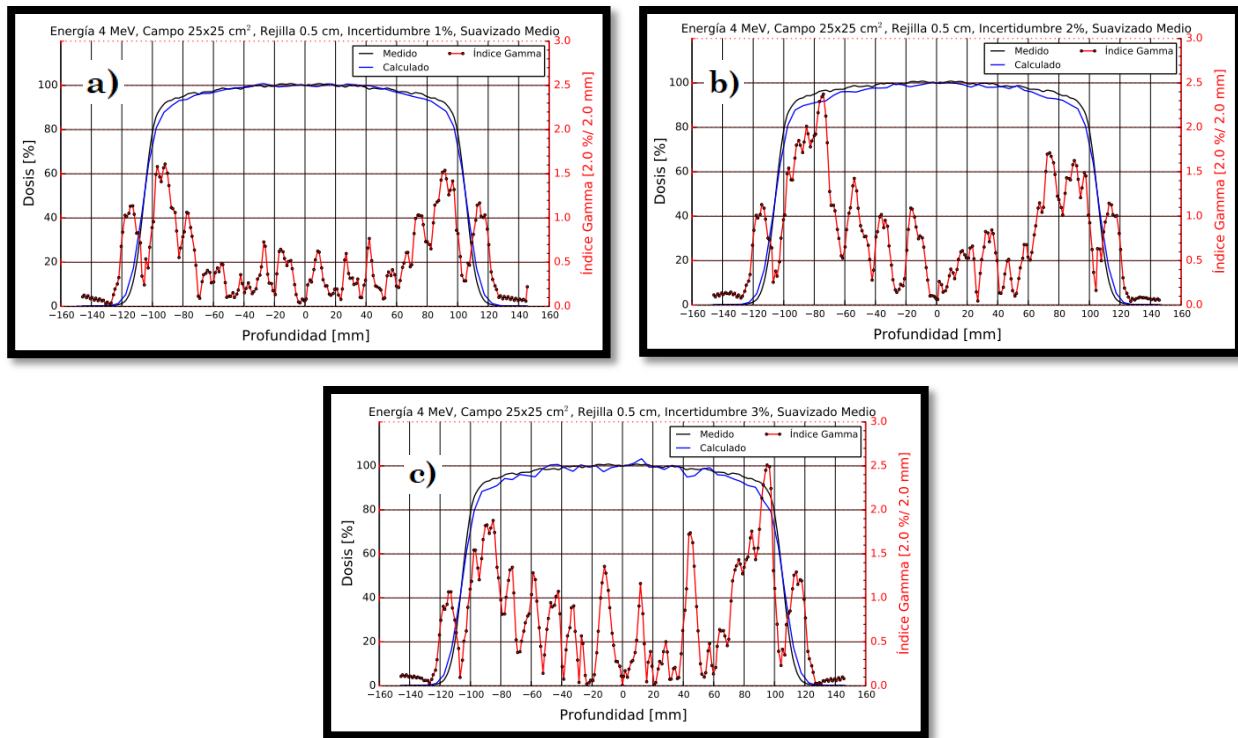


Figura 89B. Comparaciones con parámetros de entrada en la configuración de eMC con un tamaño de cuadrícula de **“0.5 cm”**, suavizado **“medio”** e incertidumbres de a) 1%, b) 2% y c) 3%.

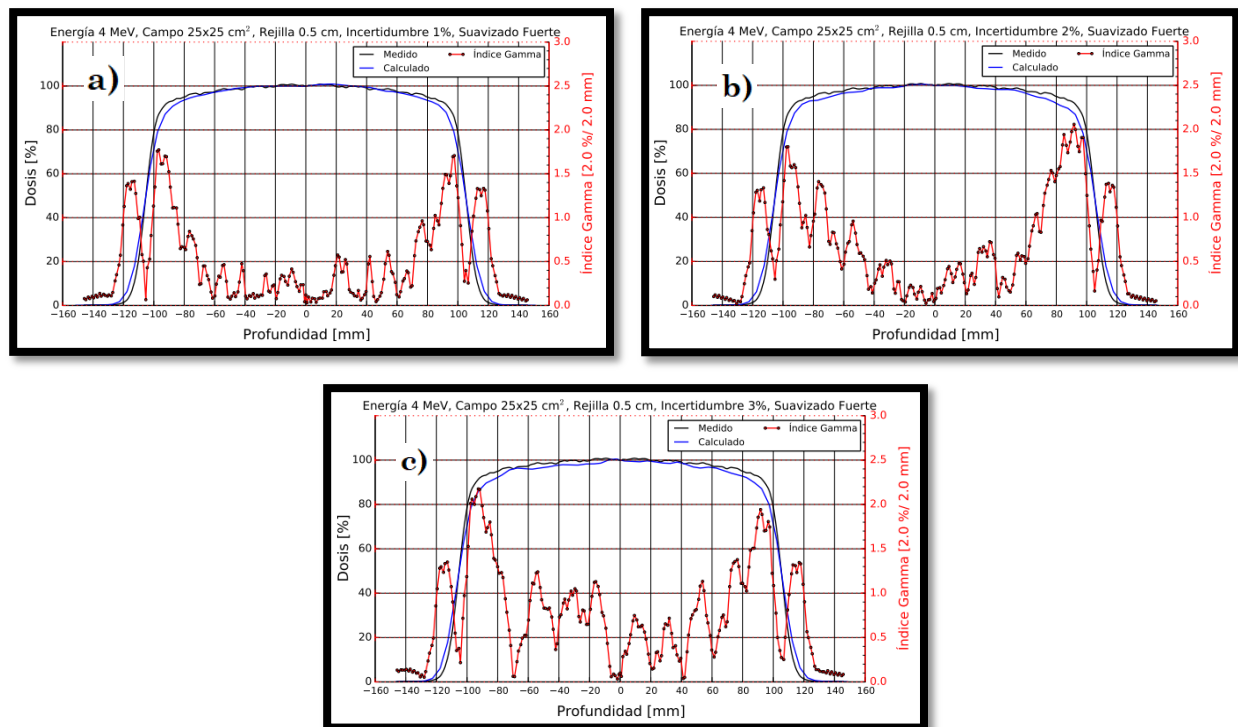


Figura 90B. Comparaciones con parámetros de entrada en la configuración de eMC con un tamaño de cuadrícula de **“0.5 cm”**, suavizado **“fuerte”** e incertidumbres de a) 1%, b) 2% y c) 3%.

6 MeV y Cono 6x6 cm²

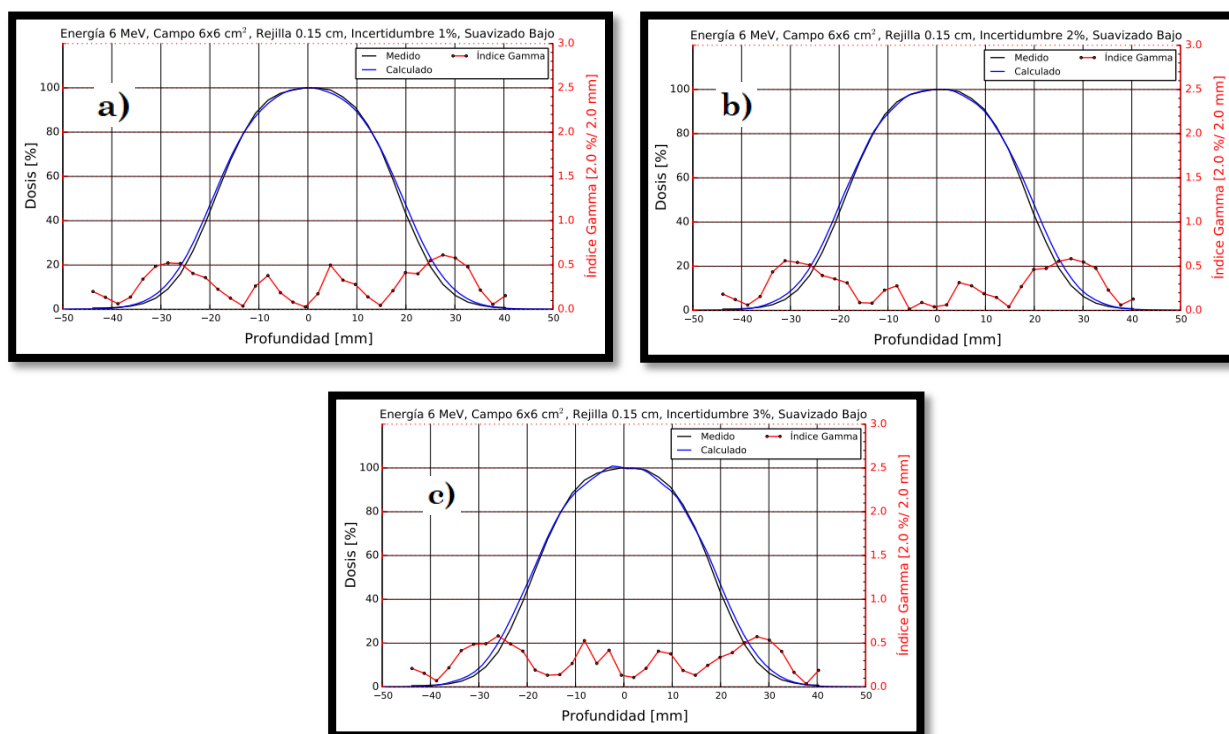


Figura 91B. Comparaciones con parámetros de entrada en la configuración de eMC con un tamaño de cuadrícula de **“0.15 cm”**, suavizado **“bajo”** e incertidumbres de a) 1%, b) 2% y c) 3%.

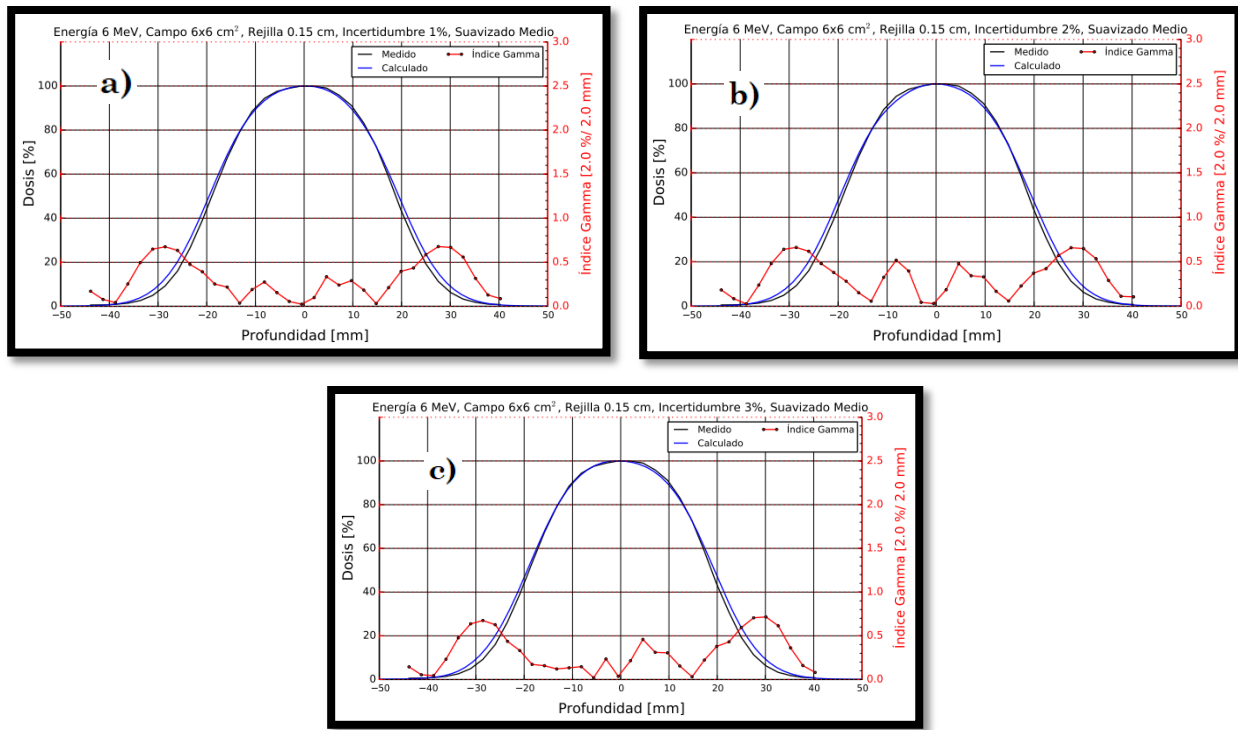


Figura 92B. Comparaciones con parámetros de entrada en la configuración de eMC con un tamaño de cuadrícula de **“0.15 cm”**, suavizado **“medio”** e incertidumbres de a) 1%, b) 2% y c) 3%.

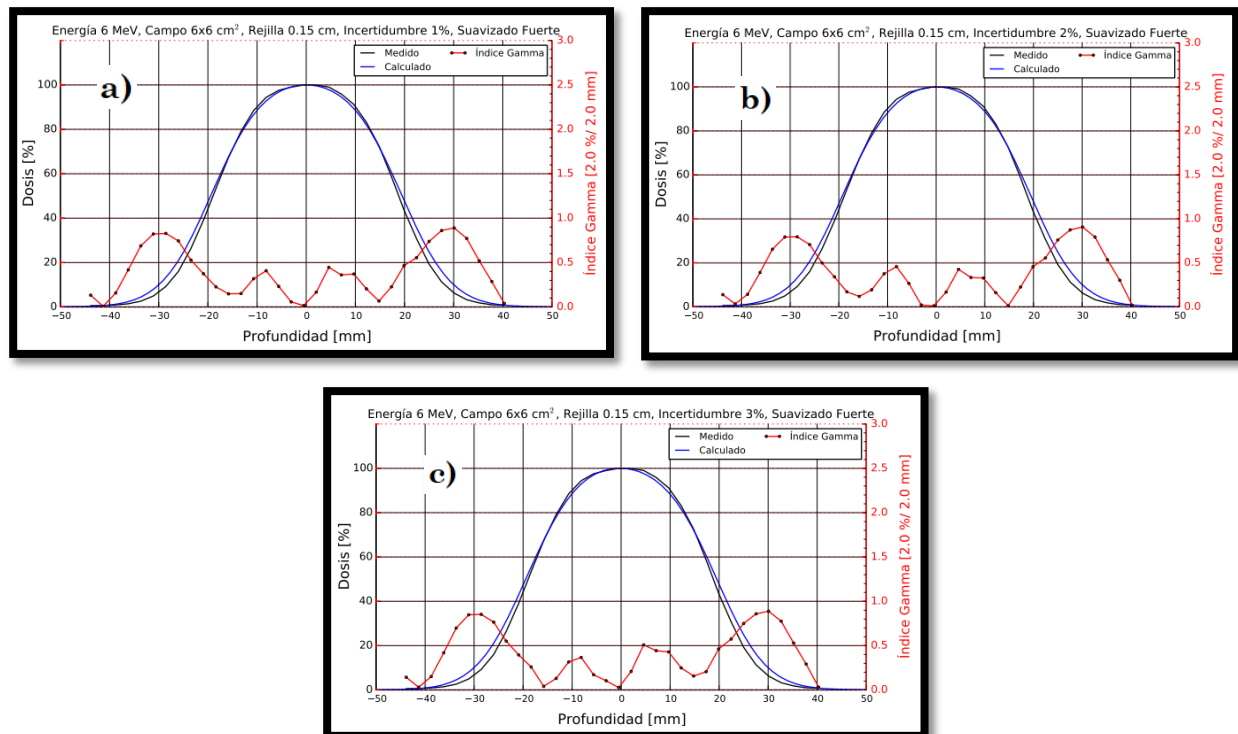


Figura 93B. Comparaciones con parámetros de entrada en la configuración de eMC con un tamaño de cuadrícula de **“0.15 cm”**, suavizado **“fuerte”** e incertidumbres de a) 1%, b) 2% y c) 3%.

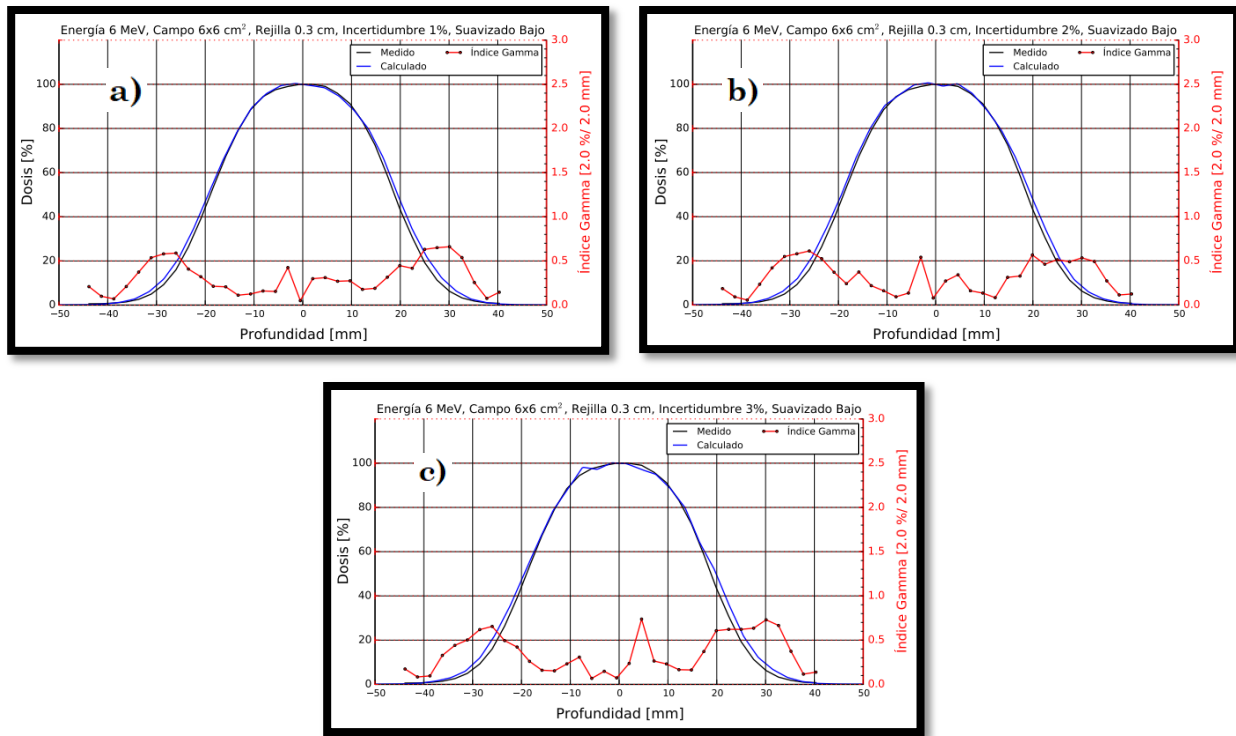


Figura 94B. Comparaciones con parámetros de entrada en la configuración de eMC con un tamaño de cuadrícula de **“0.3 cm”**, suavizado **“bajo”** e incertidumbres de a) 1%, b) 2% y c) 3%.

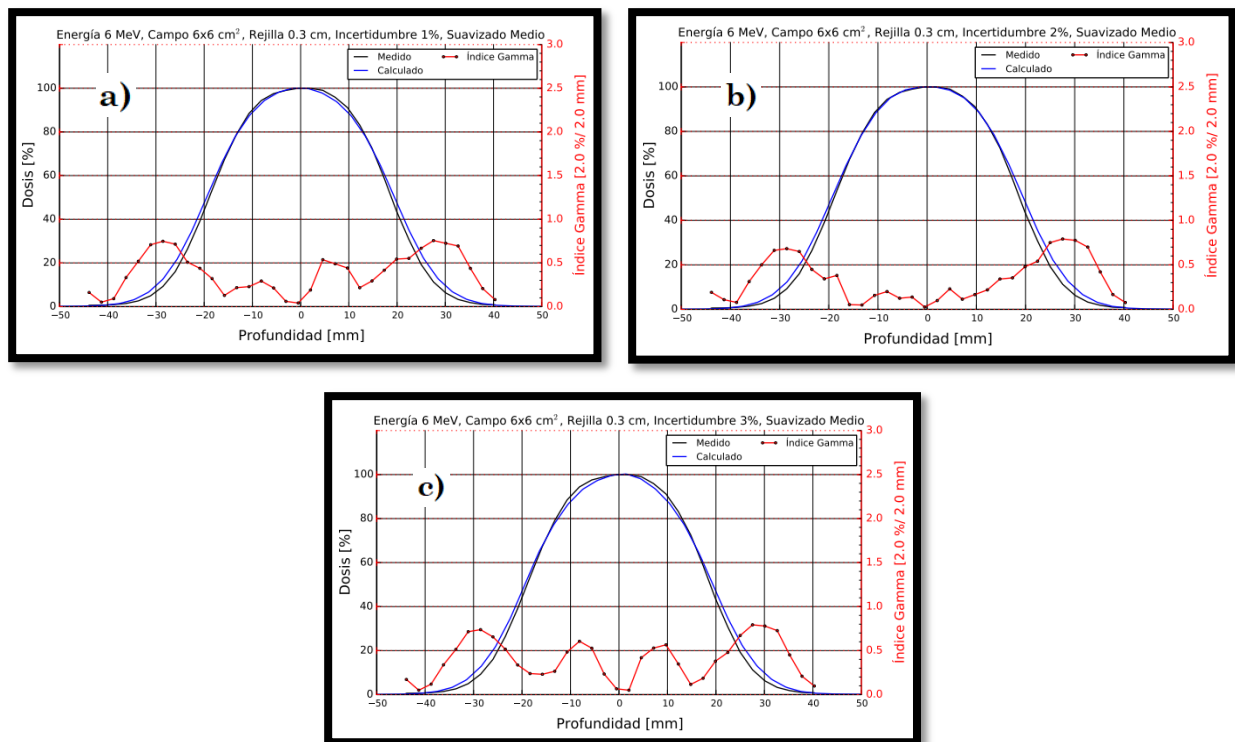


Figura 95B. Comparaciones con parámetros de entrada en la configuración de eMC con un tamaño de cuadrícula de **“0.3 cm”**, suavizado **“medio”** e incertidumbres de a) 1%, b) 2% y c) 3%.

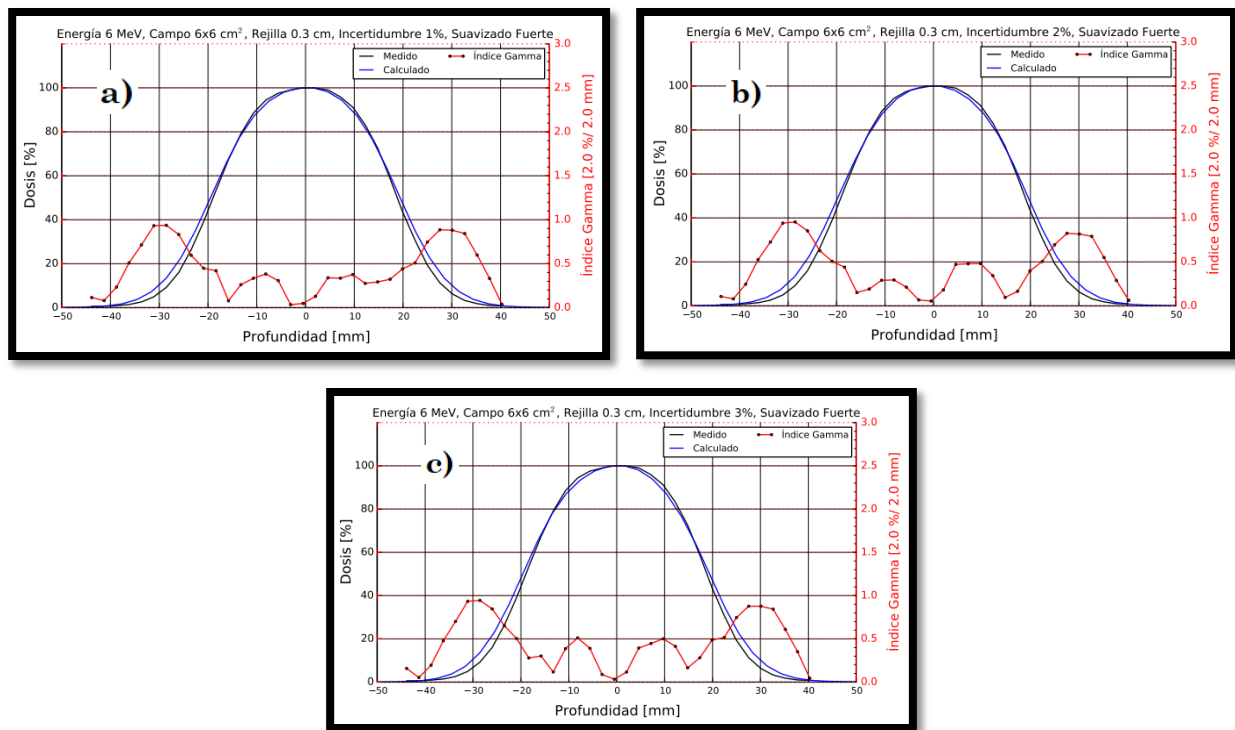


Figura 96B. Comparaciones con parámetros de entrada en la configuración de eMC con un tamaño de cuadrícula de **“0.3 cm”**, suavizado **“fuerte”** e incertidumbres de a) 1%, b) 2% y c) 3%.

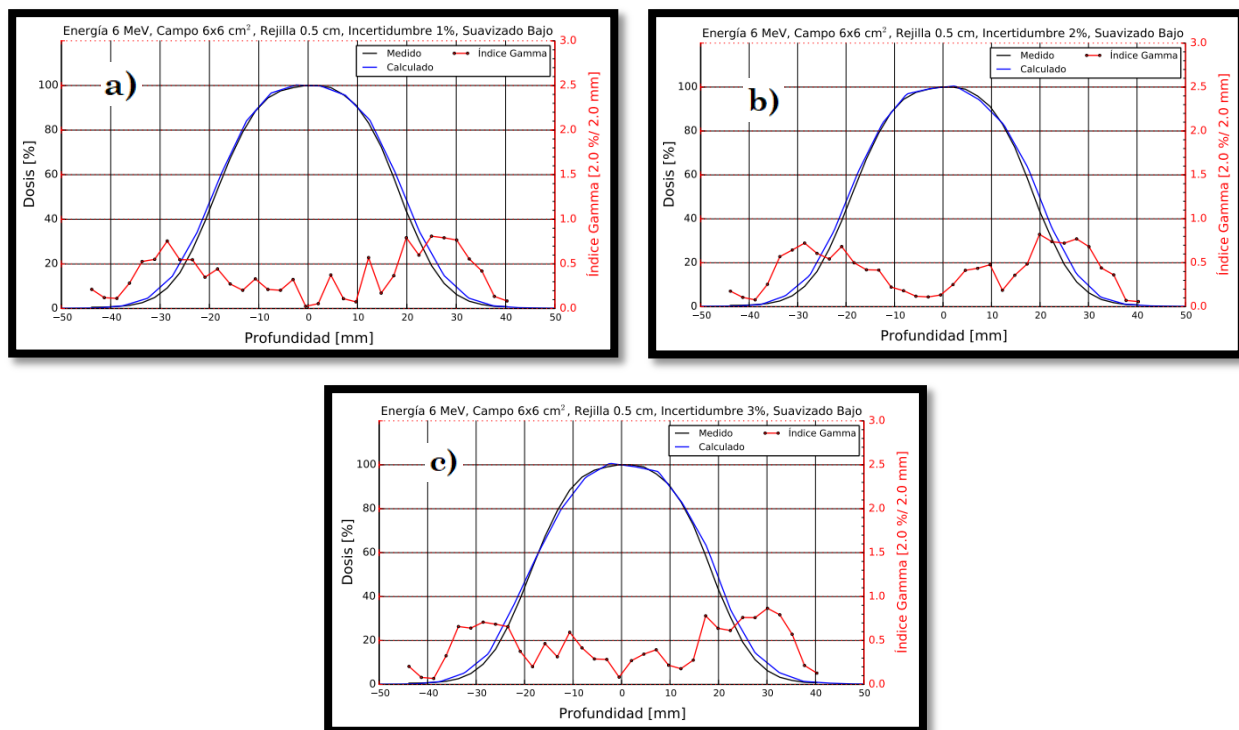


Figura 97B. Comparaciones con parámetros de entrada en la configuración de eMC con un tamaño de cuadrícula de **“0.5 cm”**, suavizado **“bajo”** e incertidumbres de a) 1%, b) 2% y c) 3%.

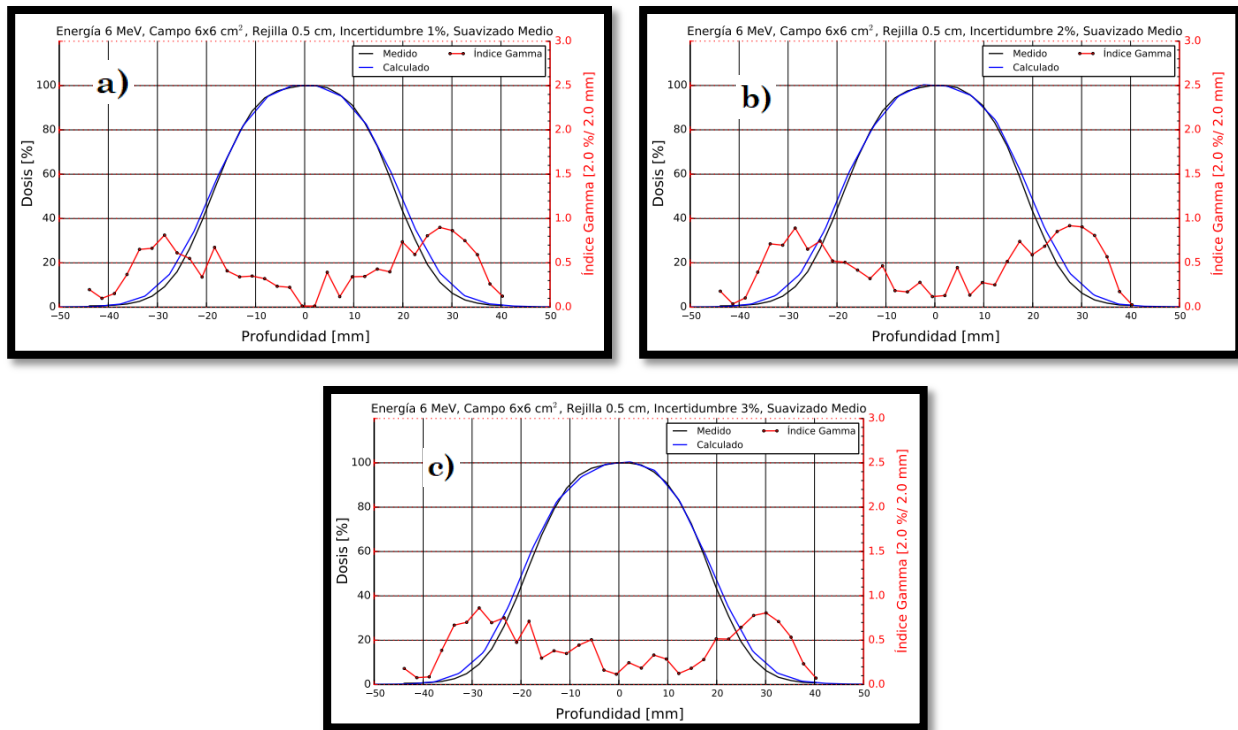


Figura 98B. Comparaciones con parámetros de entrada en la configuración de eMC con un tamaño de cuadrícula de **“0.5 cm”**, suavizado **“medio”** e incertidumbres de a) 1%, b) 2% y c) 3%.

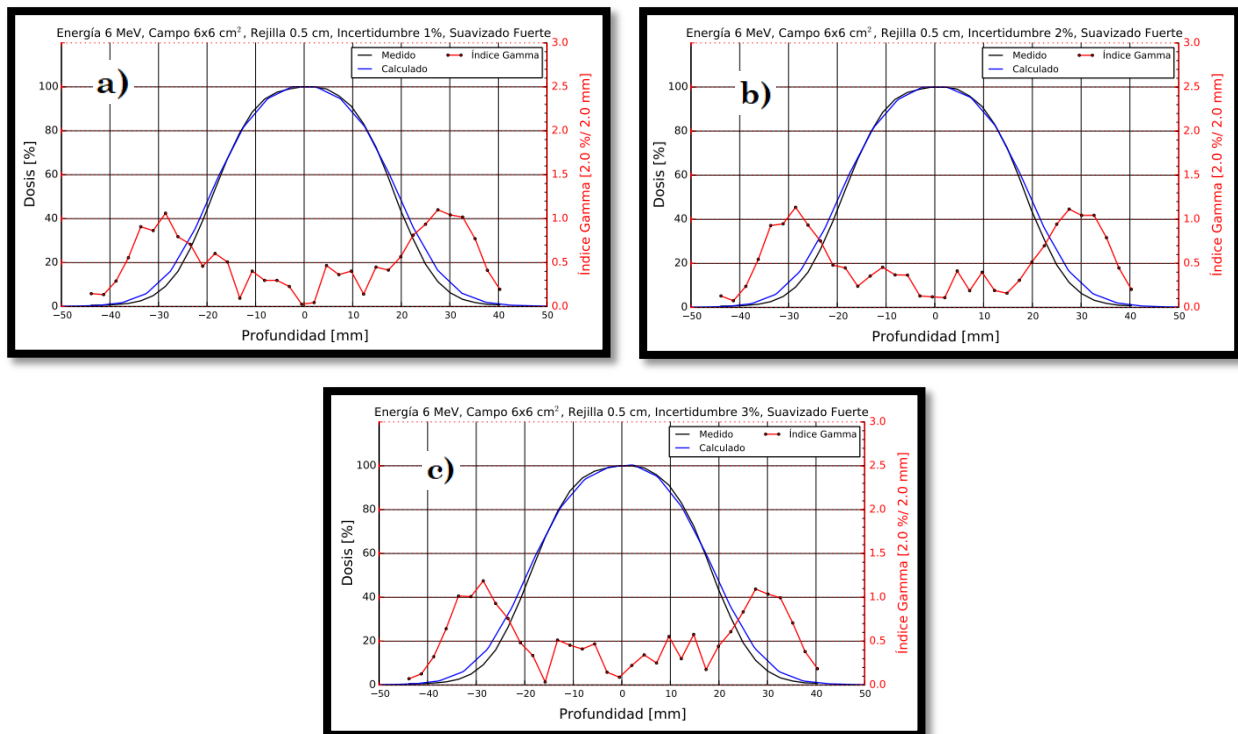


Figura 99B. Comparaciones con parámetros de entrada en la configuración de eMC con un tamaño de cuadrícula de **“0.5 cm”**, suavizado **“fuerte”** e incertidumbres de a) 1%, b) 2% y c) 3%.

6 MeV y Cono 25x25 cm²

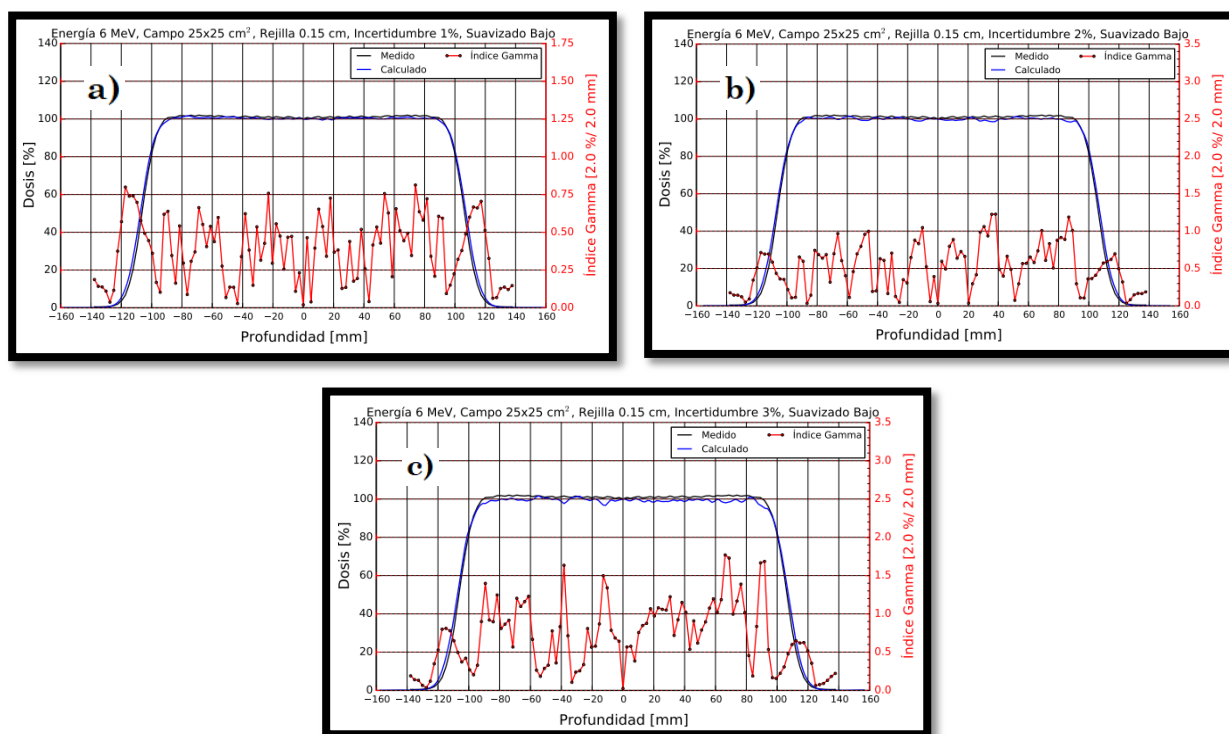


Figura 100B. Comparaciones con parámetros de entrada en la configuración de eMC con un tamaño de cuadrícula de **“0.15 cm”**, suavizado **“bajo”** e incertidumbres de a) 1%, b) 2% y c) 3%.

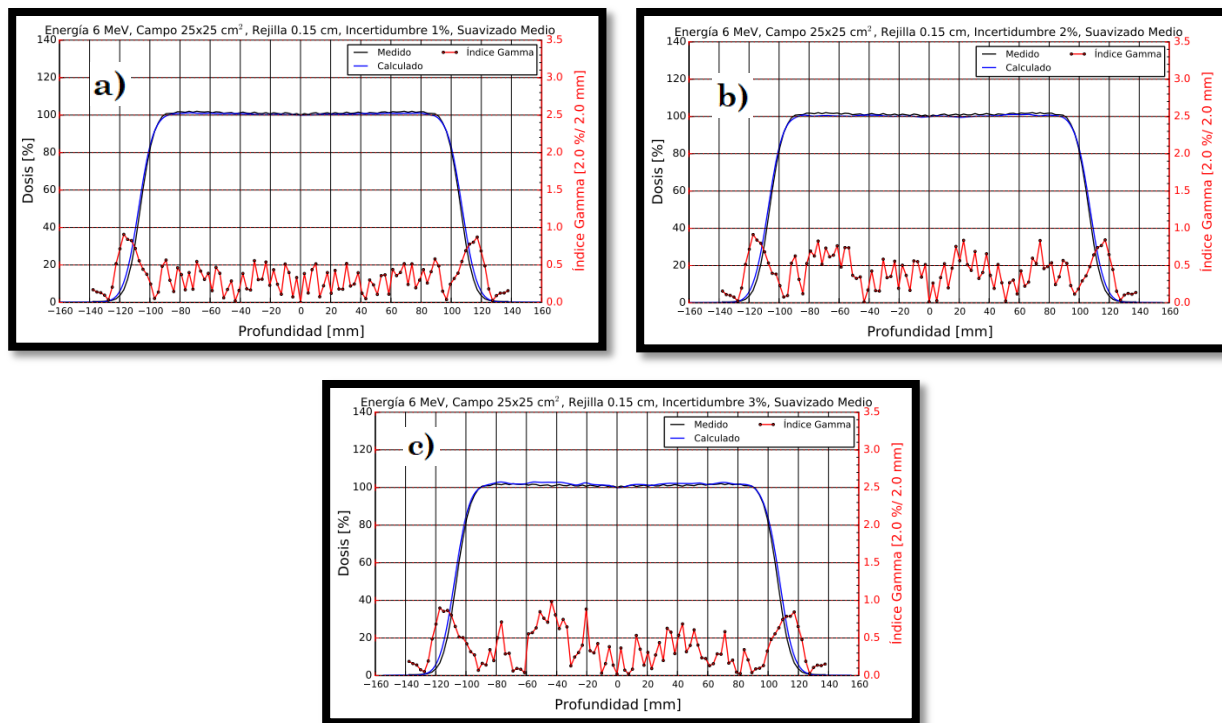


Figura 101B. Comparaciones con parámetros de entrada en la configuración de eMC con un tamaño de cuadrícula de **“0.15 cm”**, suavizado **“medio”** e incertidumbres de a) 1%, b) 2% y c) 3%.

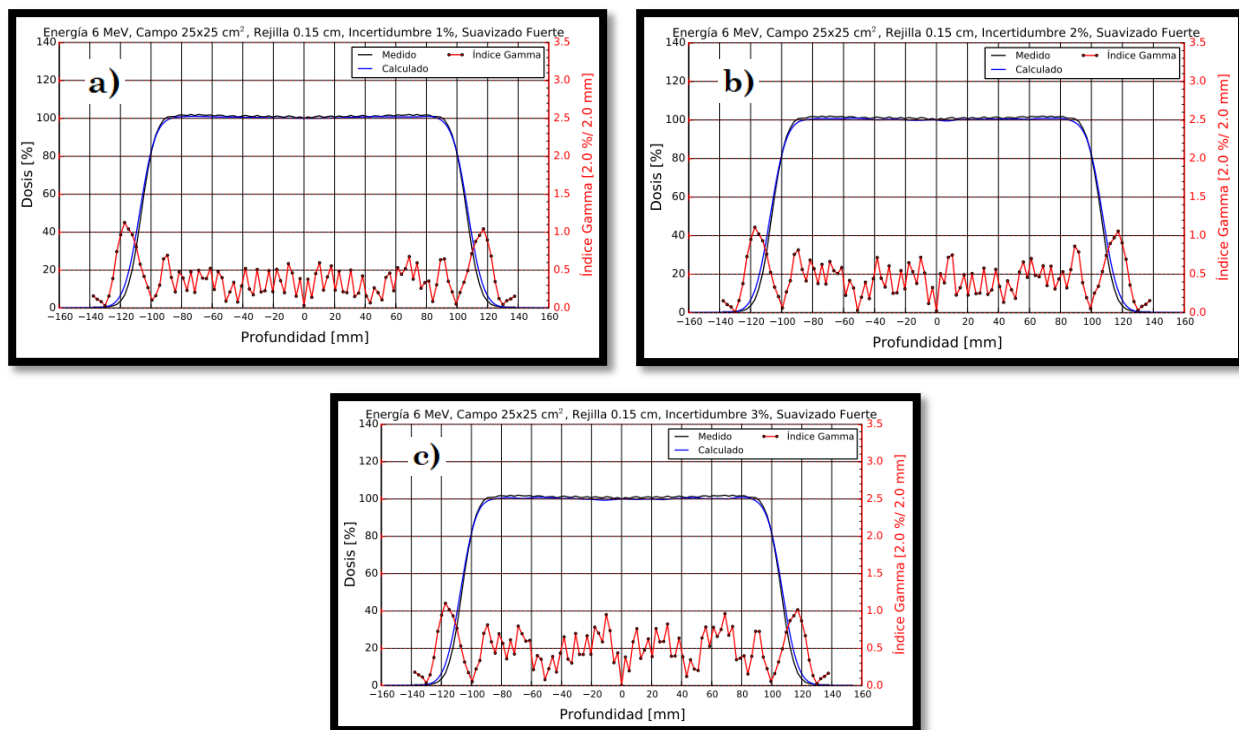


Figura 102B. Comparaciones con parámetros de entrada en la configuración de eMC con un tamaño de cuadrícula de **“0.15 cm”**, suavizado **“fuerte”** e incertidumbres de a) 1%, b) 2% y c) 3%.

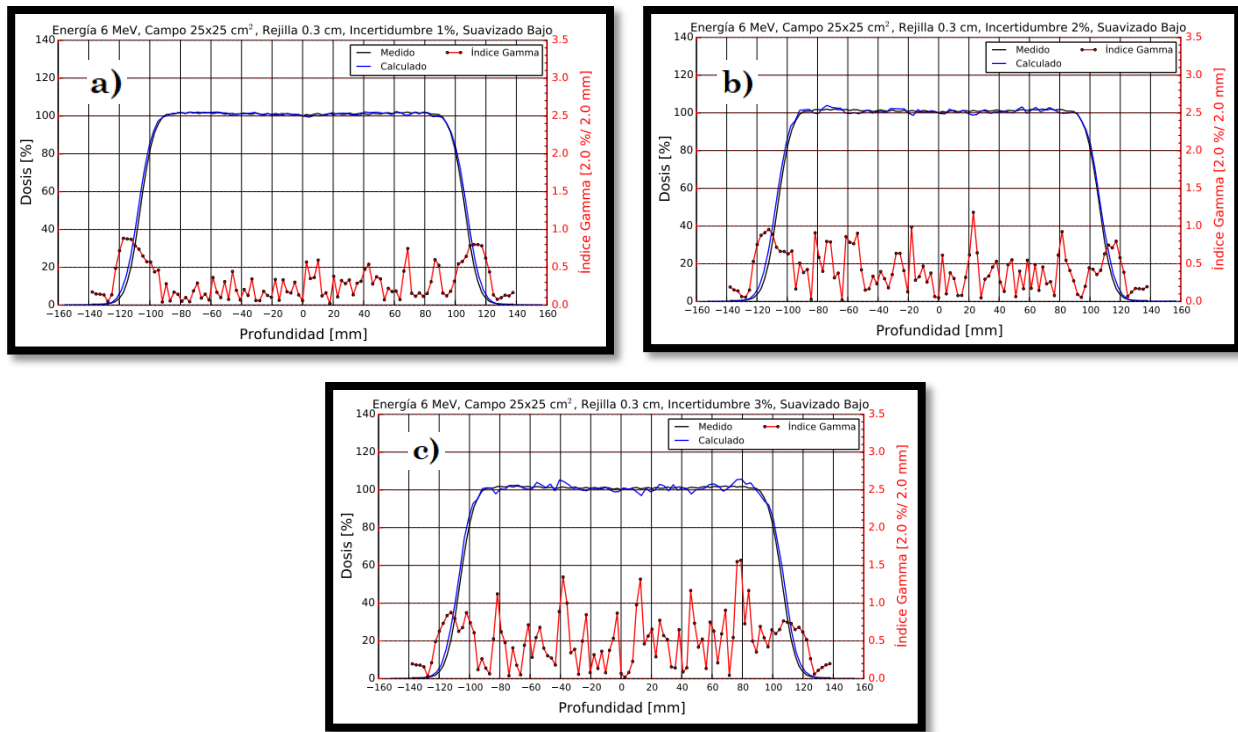


Figura 103B. Comparaciones con parámetros de entrada en la configuración de eMC con un tamaño de cuadrícula de **“0.3 cm”**, suavizado **“bajo”** e incertidumbres de a) 1%, b) 2% y c) 3%.

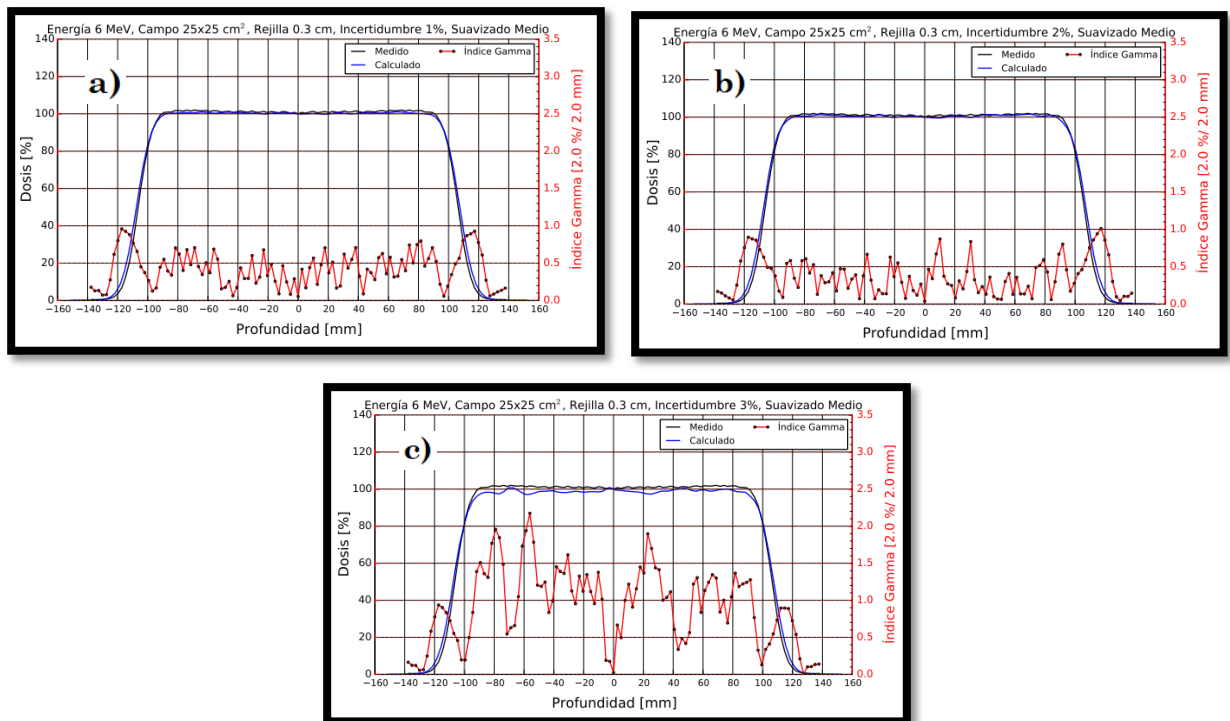


Figura 104B. Comparaciones con parámetros de entrada en la configuración de eMC con un tamaño de cuadrícula de **“0.3 cm”**, suavizado **“medio”** e incertidumbres de a) 1%, b) 2% y c) 3%.

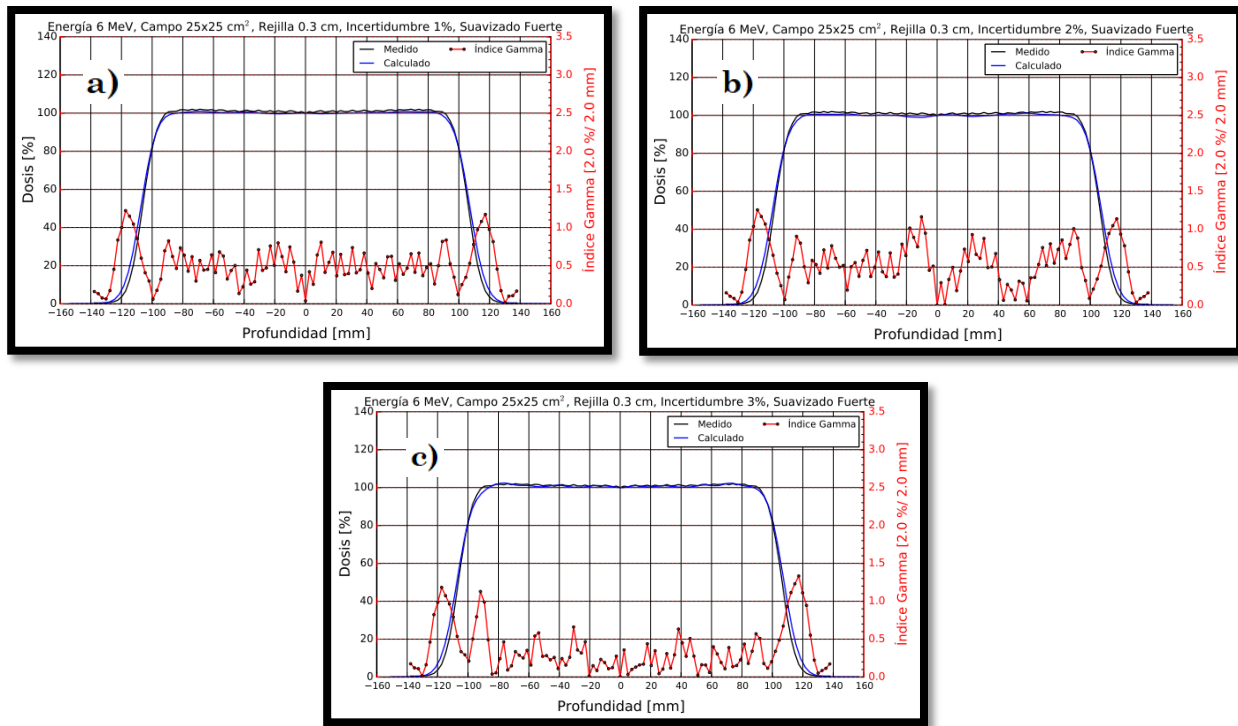


Figura 105B. Comparaciones con parámetros de entrada en la configuración de eMC con un tamaño de cuadrícula de **“0.3 cm”**, suavizado **“fuerte”** e incertidumbres de a) 1%, b) 2% y c) 3%.

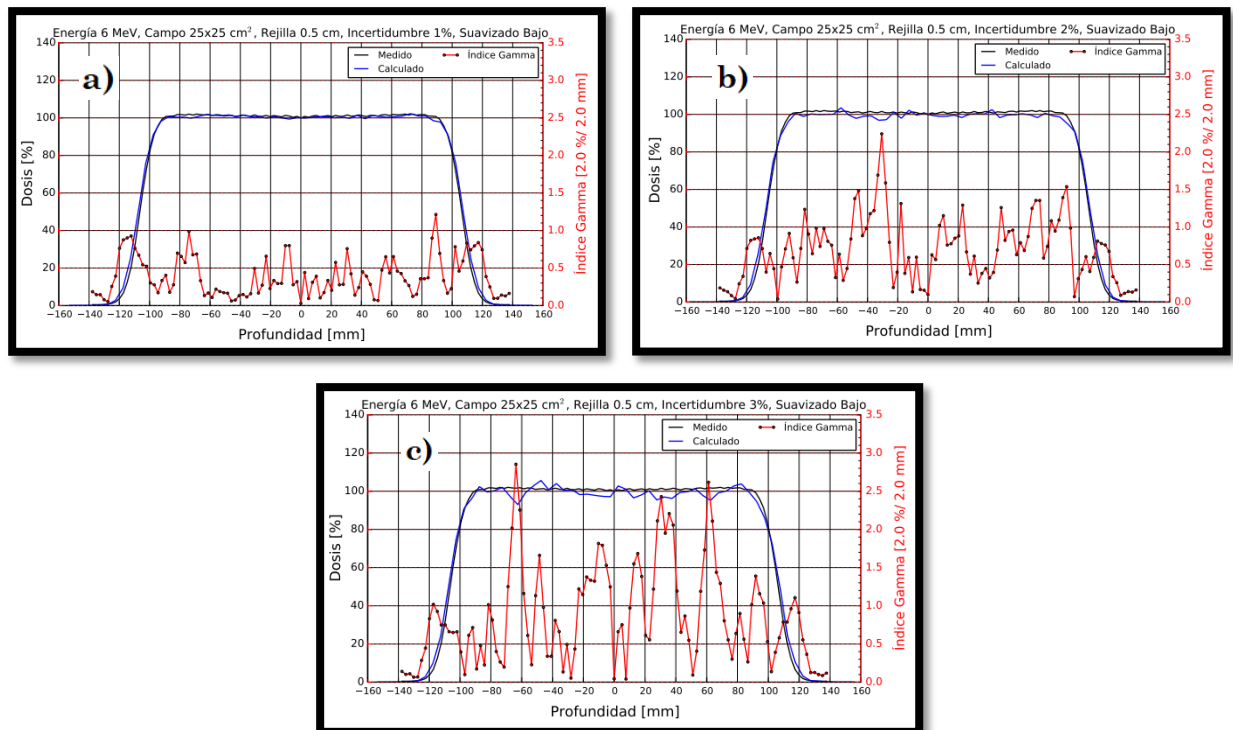


Figura 106B. Comparaciones con parámetros de entrada en la configuración de eMC con un tamaño de cuadrícula de **“0.5 cm”**, suavizado **“bajo”** e incertidumbres de a) 1%, b) 2% y c) 3%.

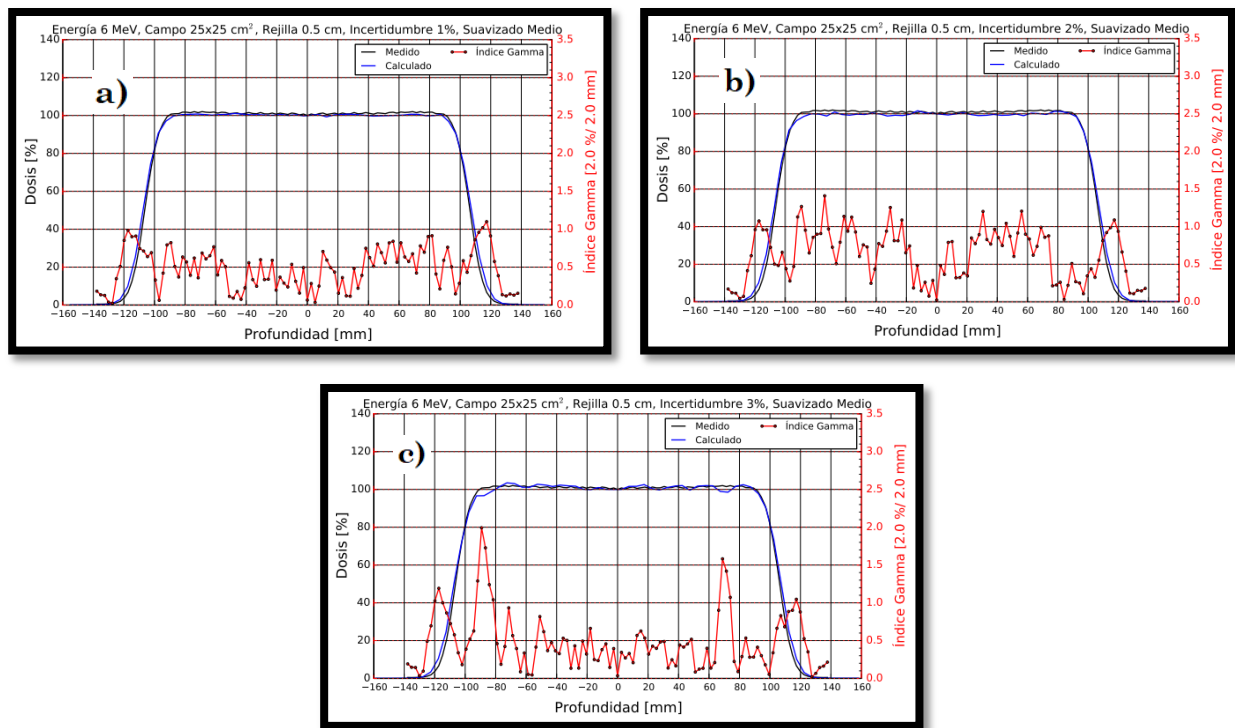


Figura 107B. Comparaciones con parámetros de entrada en la configuración de eMC con un tamaño de cuadrícula de **“0.5 cm”**, suavizado **“medio”** e incertidumbres de a) 1%, b) 2% y c) 3%.

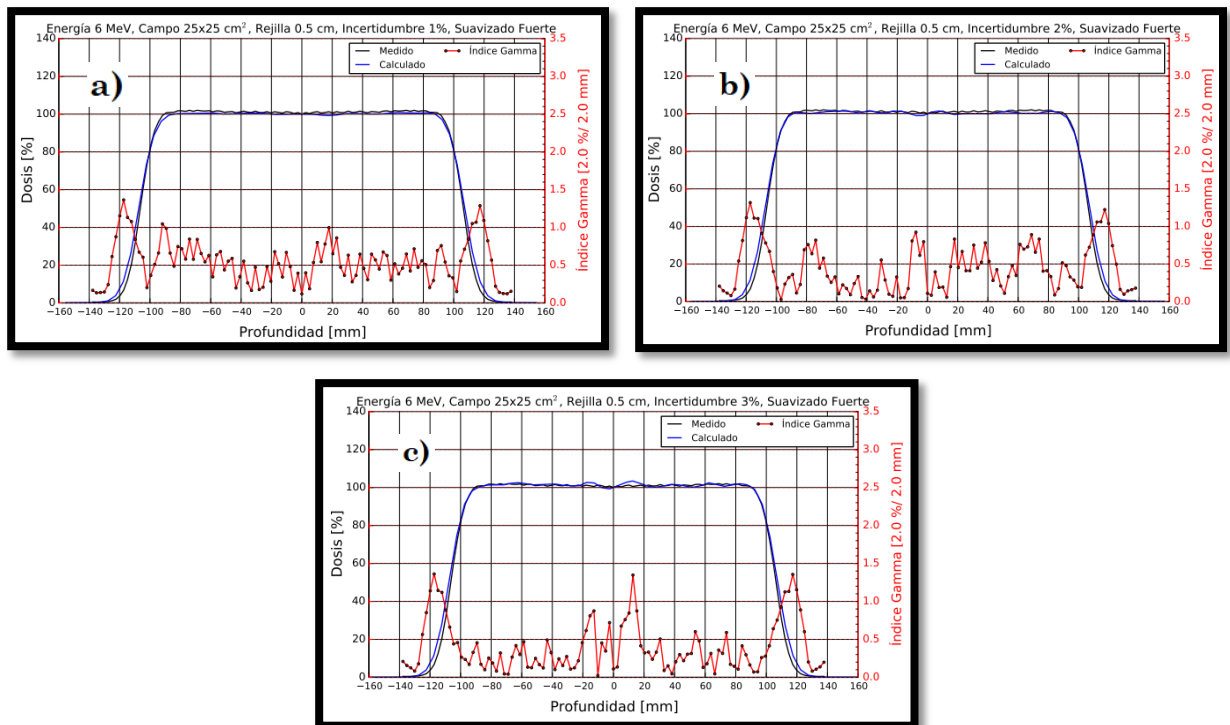


Figura 108B. Comparaciones con parámetros de entrada en la configuración de eMC con un tamaño de cuadrícula de **“0.5 cm”**, suavizado **“fuerte”** e incertidumbres de a) 1%, b) 2% y c) 3%.

12 MeV y Cono 6x6 cm²

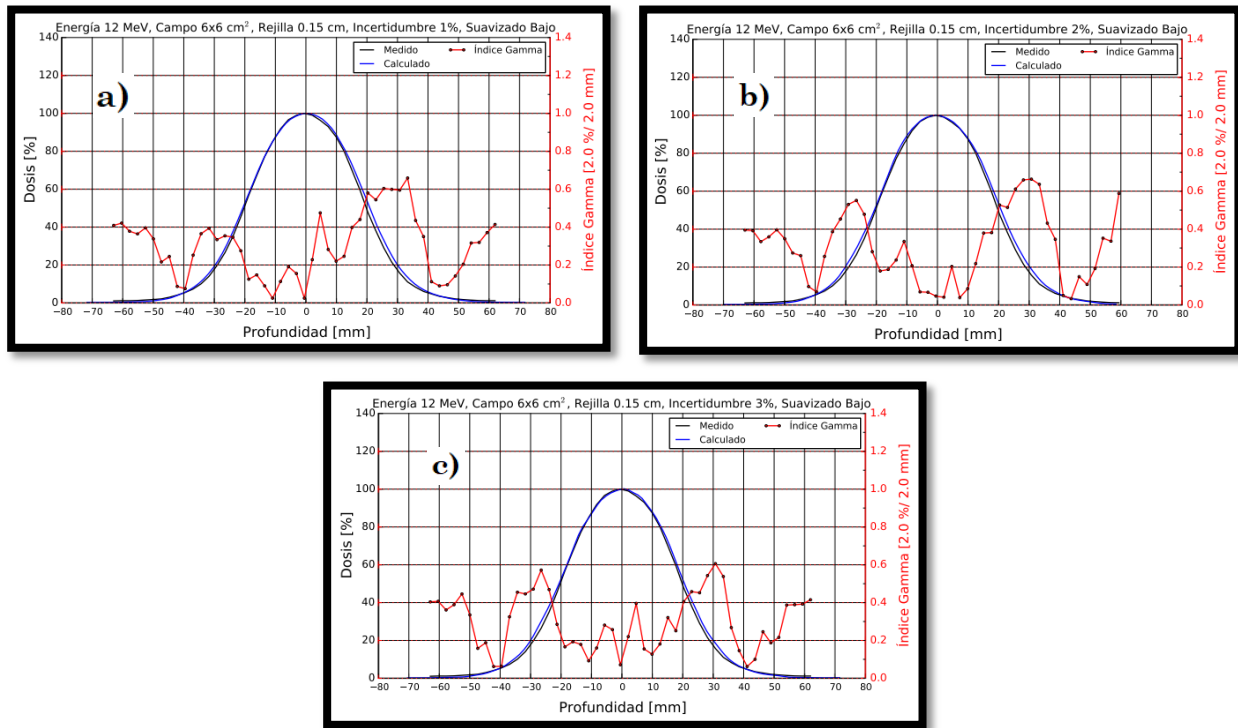


Figura 109B. Comparaciones con parámetros de entrada en la configuración de eMC con un tamaño de cuadrícula de **“0.15 cm”**, suavizado **“bajo”** e incertidumbres de a) 1%, b) 2% y c) 3%.

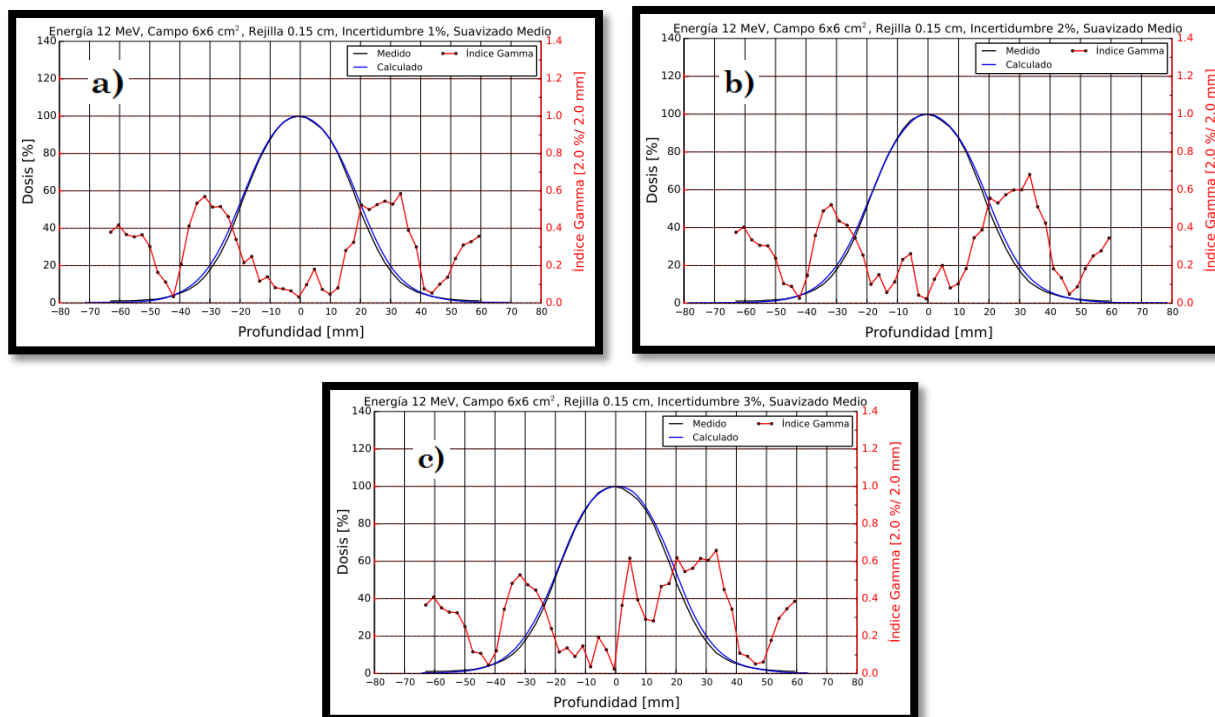


Figura 110B. Comparaciones con parámetros de entrada en la configuración de eMC con un tamaño de cuadrícula de **“0.15 cm”**, suavizado **“medio”** e incertidumbres de a) 1%, b) 2% y c) 3%.

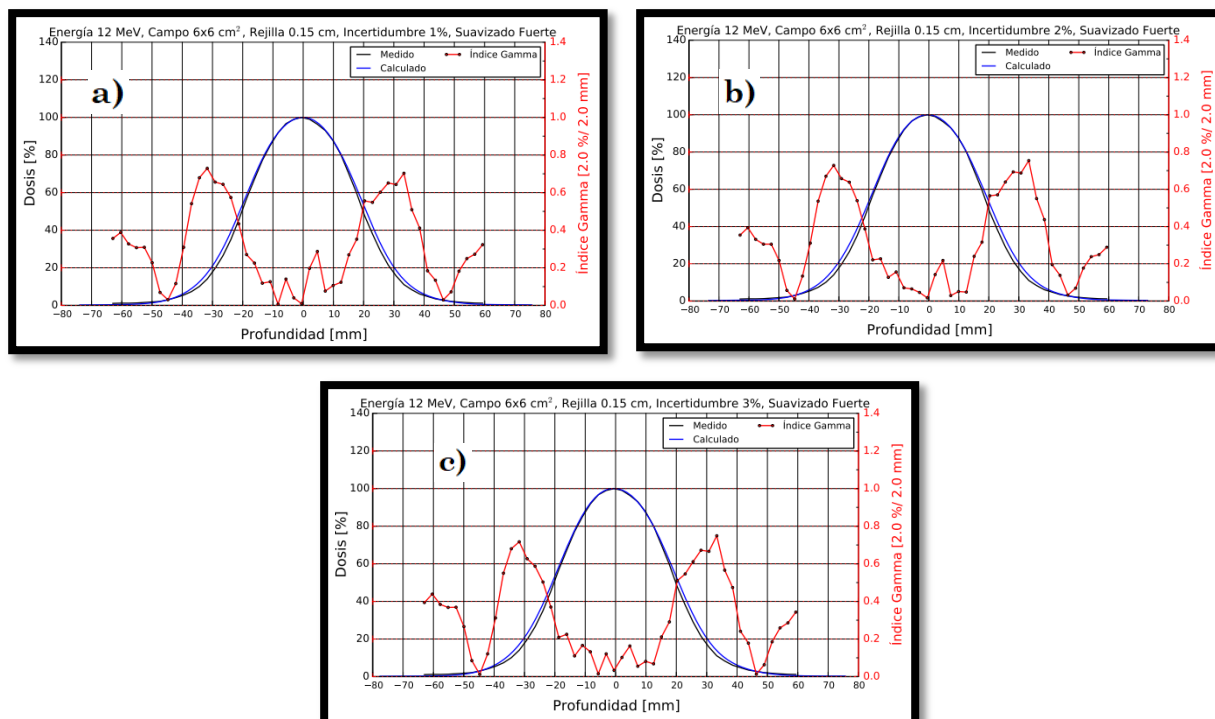


Figura 111B. Comparaciones con parámetros de entrada en la configuración de eMC con un tamaño de cuadrícula de **“0.15 cm”**, suavizado **“fuerte”** e incertidumbres de a) 1%, b) 2% y c) 3%.

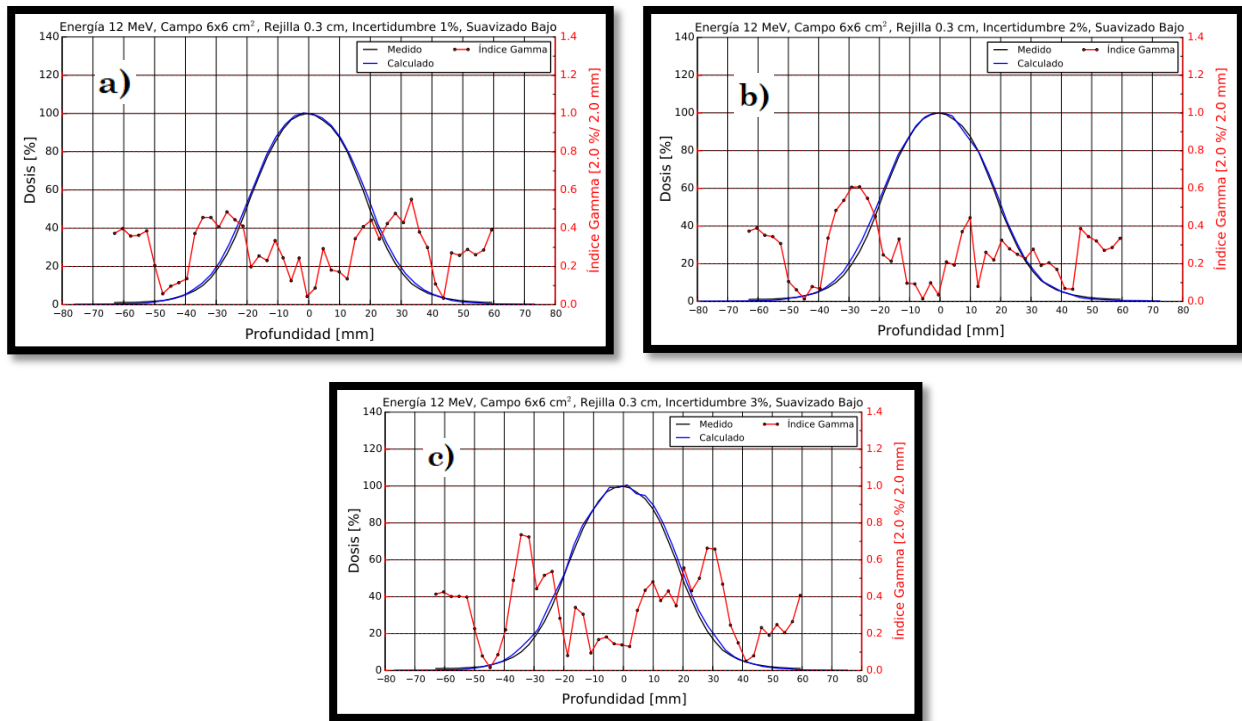


Figura 112B. Comparaciones con parámetros de entrada en la configuración de eMC con un tamaño de cuadrícula de **“0.3 cm”**, suavizado **“bajo”** e incertidumbres de a) 1%, b) 2% y c) 3%.

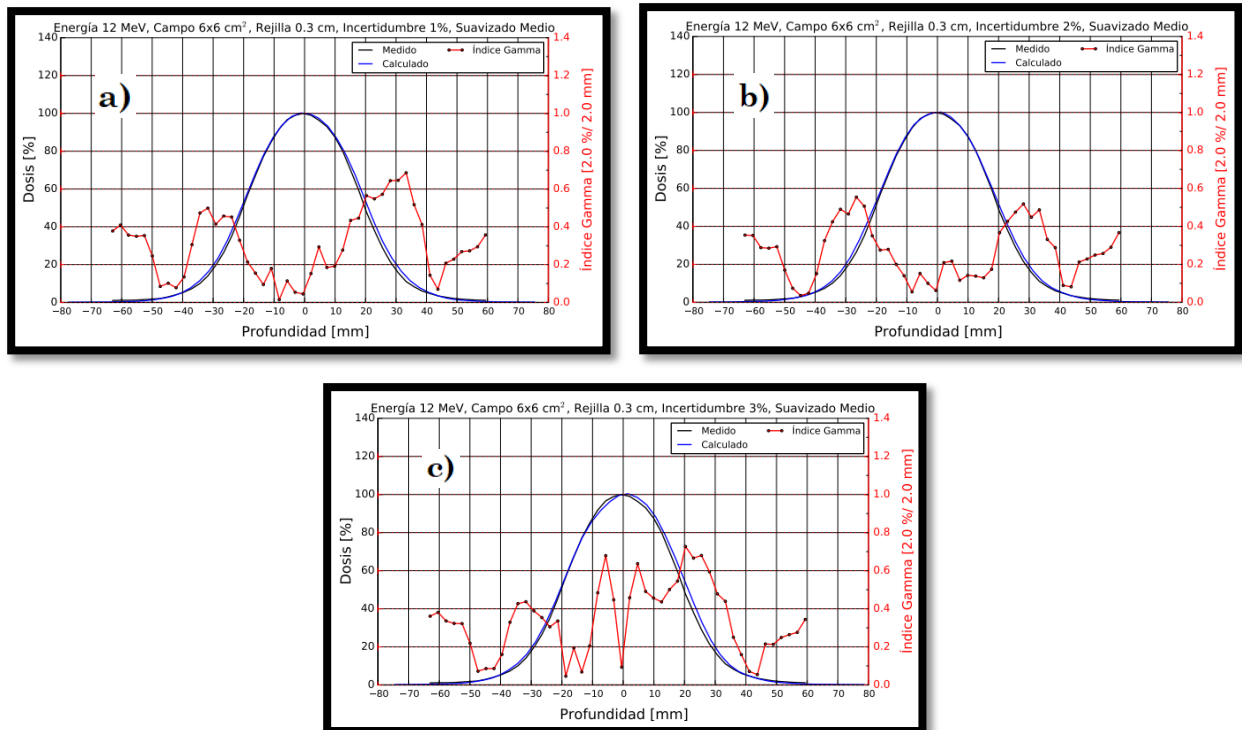


Figura 113B. Comparaciones con parámetros de entrada en la configuración de eMC con un tamaño de cuadrícula de **“0.3 cm”**, suavizado **“medio”** e incertidumbres de a) 1%, b) 2% y c) 3%.

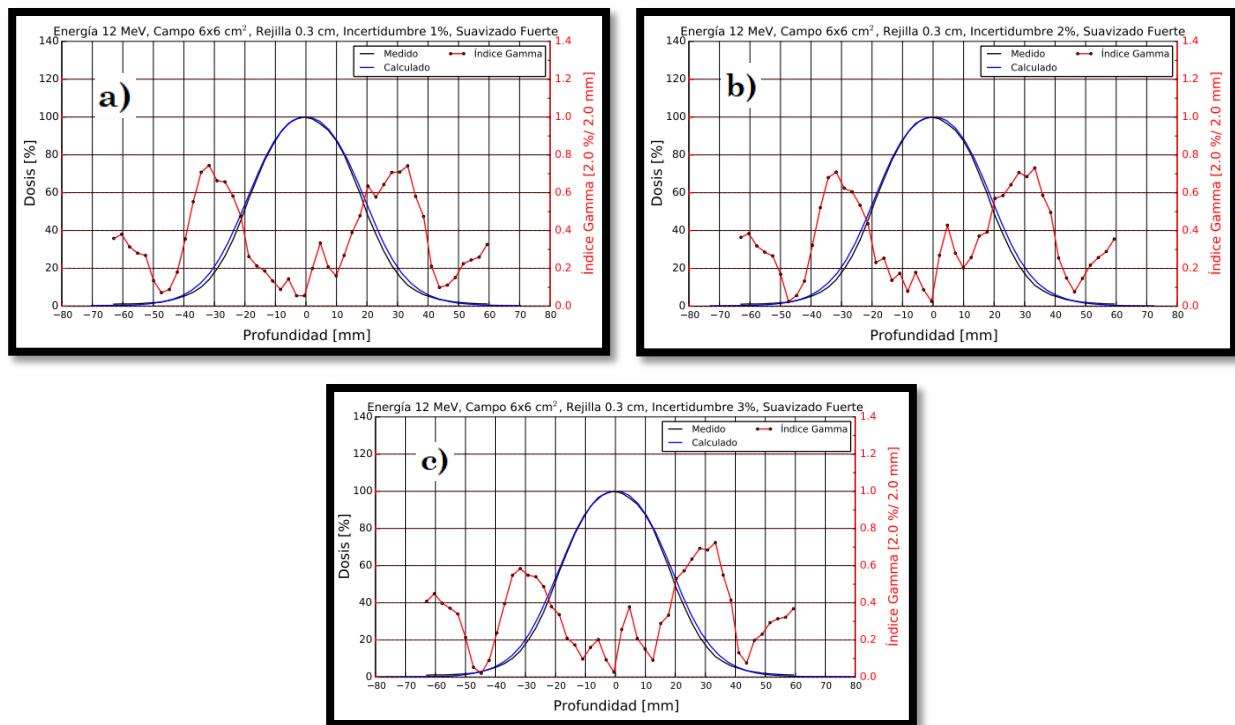


Figura 114B. Comparaciones con parámetros de entrada en la configuración de eMC con un tamaño de cuadrícula de **“0.3 cm”**, suavizado **“fuerte”** e incertidumbres de a) 1%, b) 2% y c) 3%.

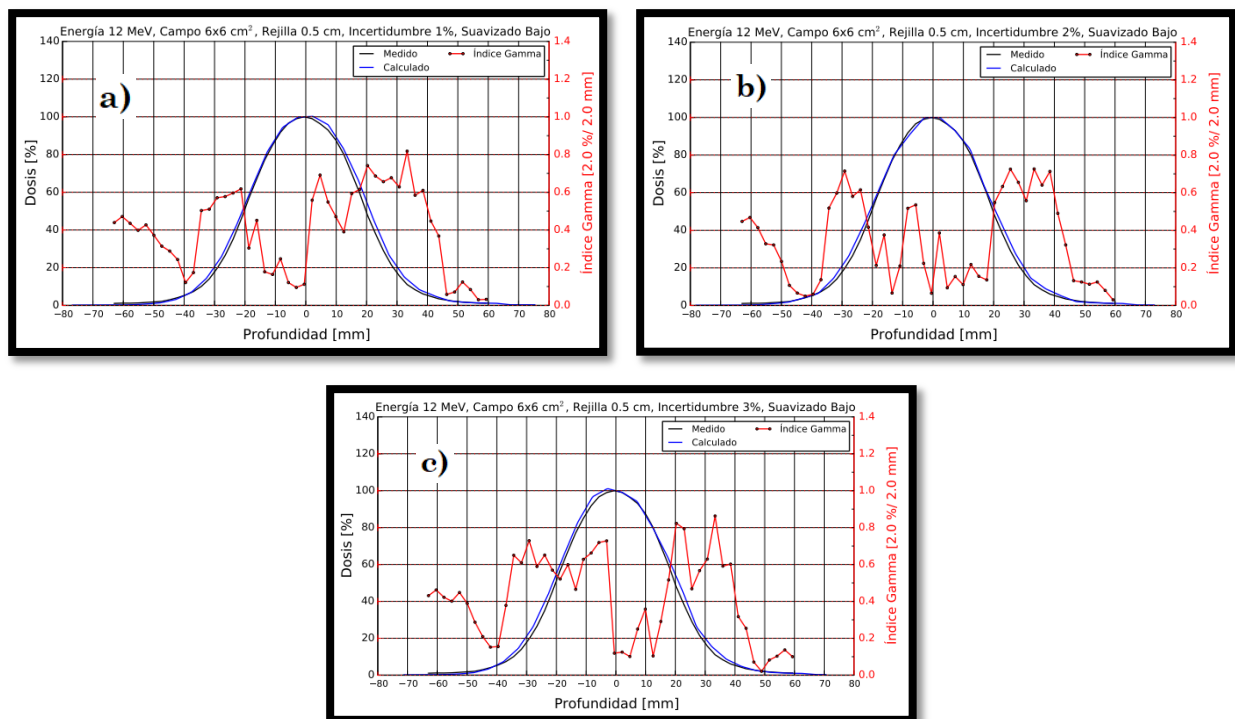


Figura 115B. Comparaciones con parámetros de entrada en la configuración de eMC con un tamaño de cuadrícula de **“0.5 cm”**, suavizado **“bajo”** e incertidumbres de a) 1%, b) 2% y c) 3%.

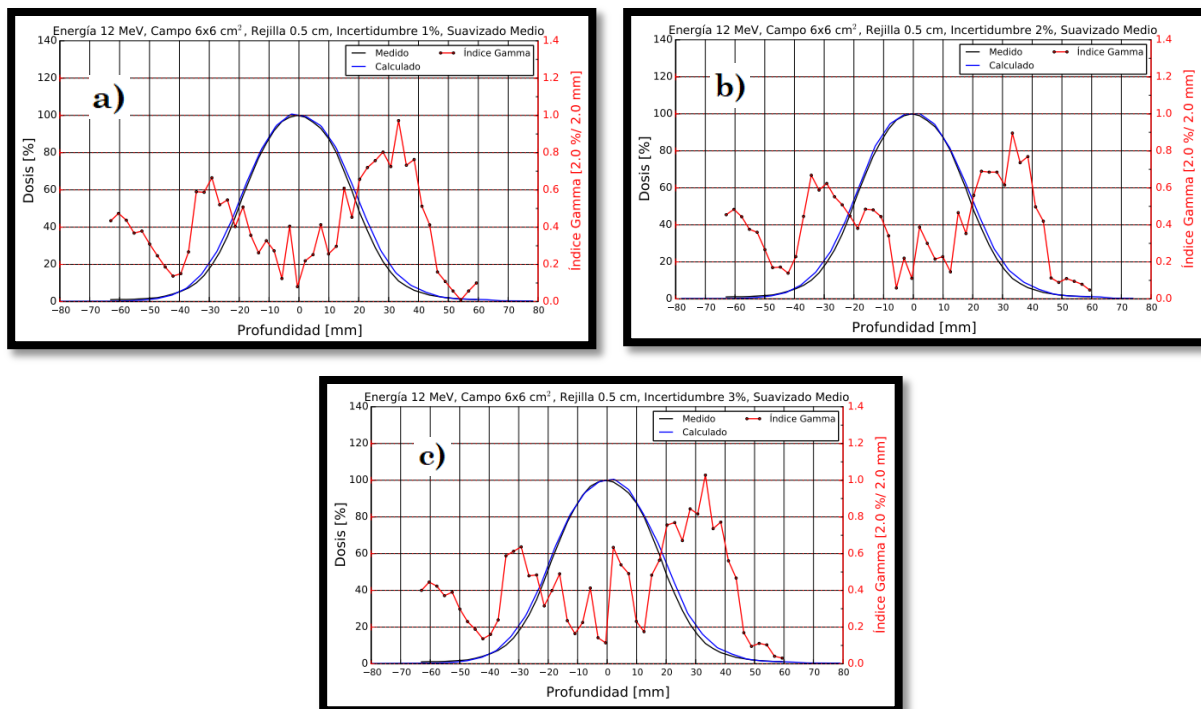


Figura 116B. Comparaciones con parámetros de entrada en la configuración de eMC con un tamaño de cuadrícula de **“0.5 cm”**, suavizado **“medio”** e incertidumbres de a) 1%, b) 2% y c) 3%.

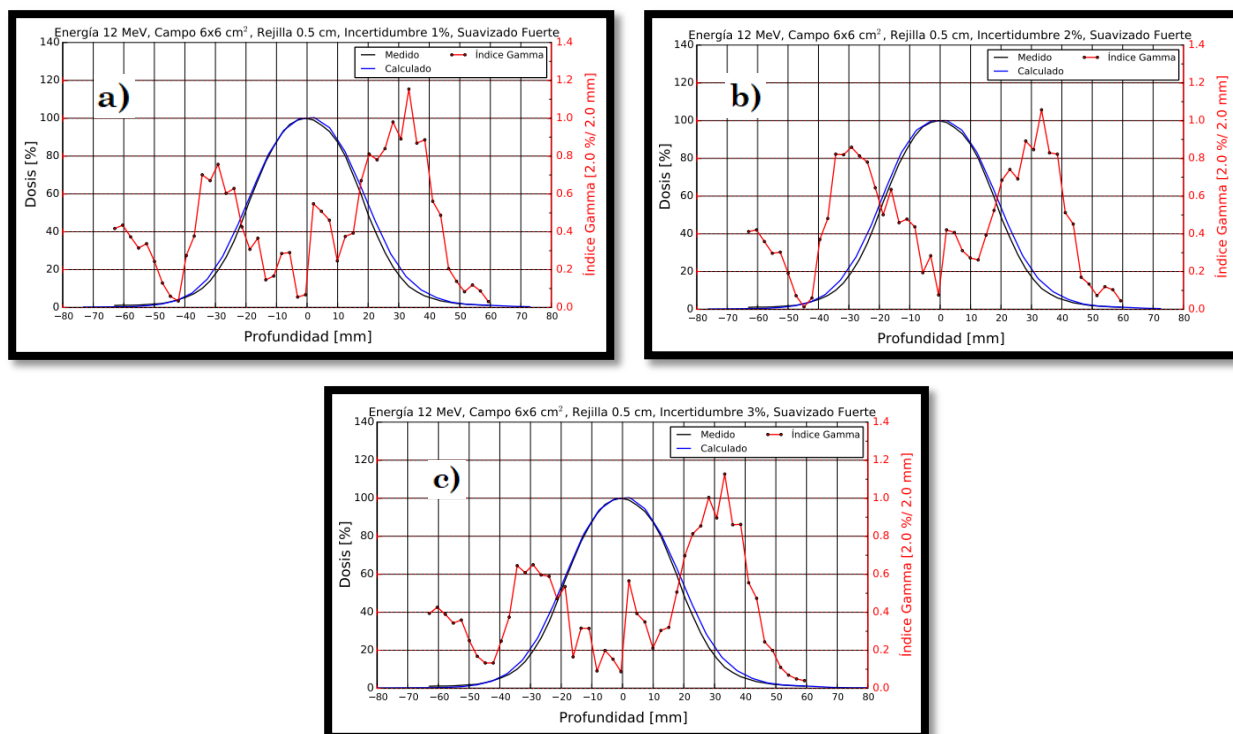


Figura 117B. Comparaciones con parámetros de entrada en la configuración de eMC con un tamaño de cuadrícula de **“0.5 cm”**, suavizado **“fuerte”** e incertidumbres de a) 1%, b) 2% y c) 3%.

12 MeV y Cono 25x25 cm²

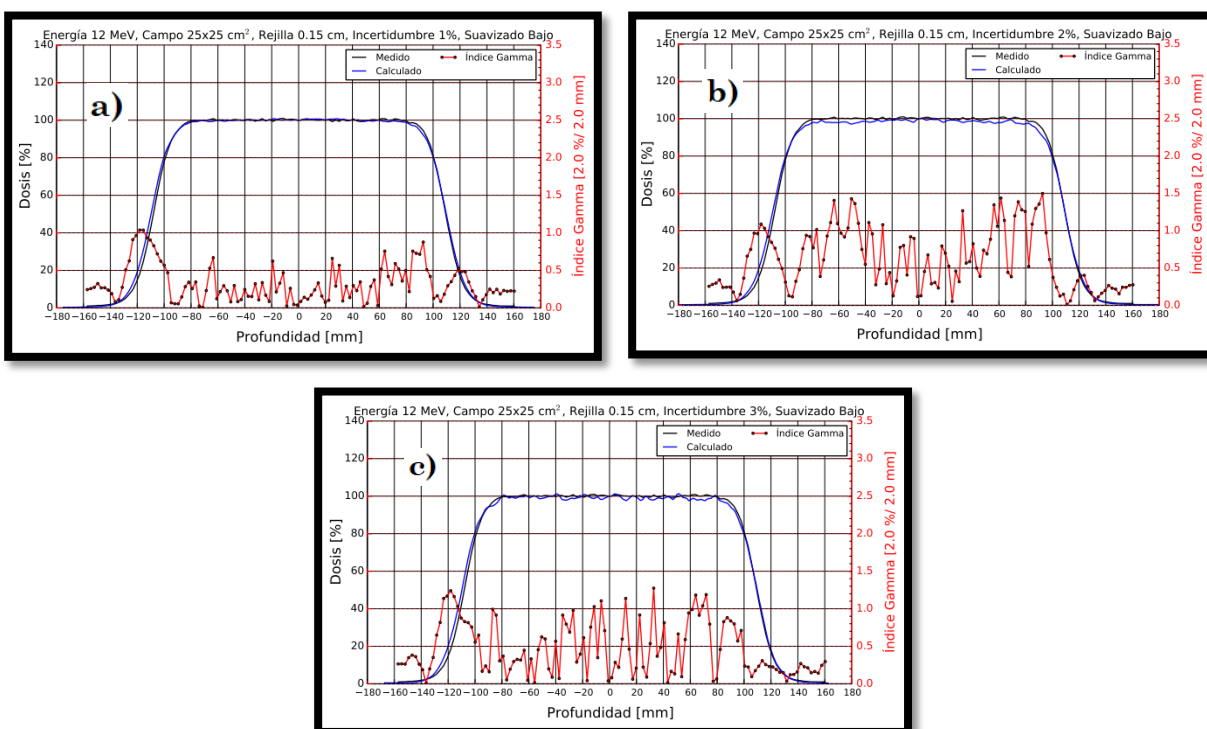


Figura 118B. Comparaciones con parámetros de entrada en la configuración de eMC con un tamaño de cuadrícula de **“0.15 cm”**, suavizado **“bajo”** e incertidumbres de a) 1%, b) 2% y c) 3%.

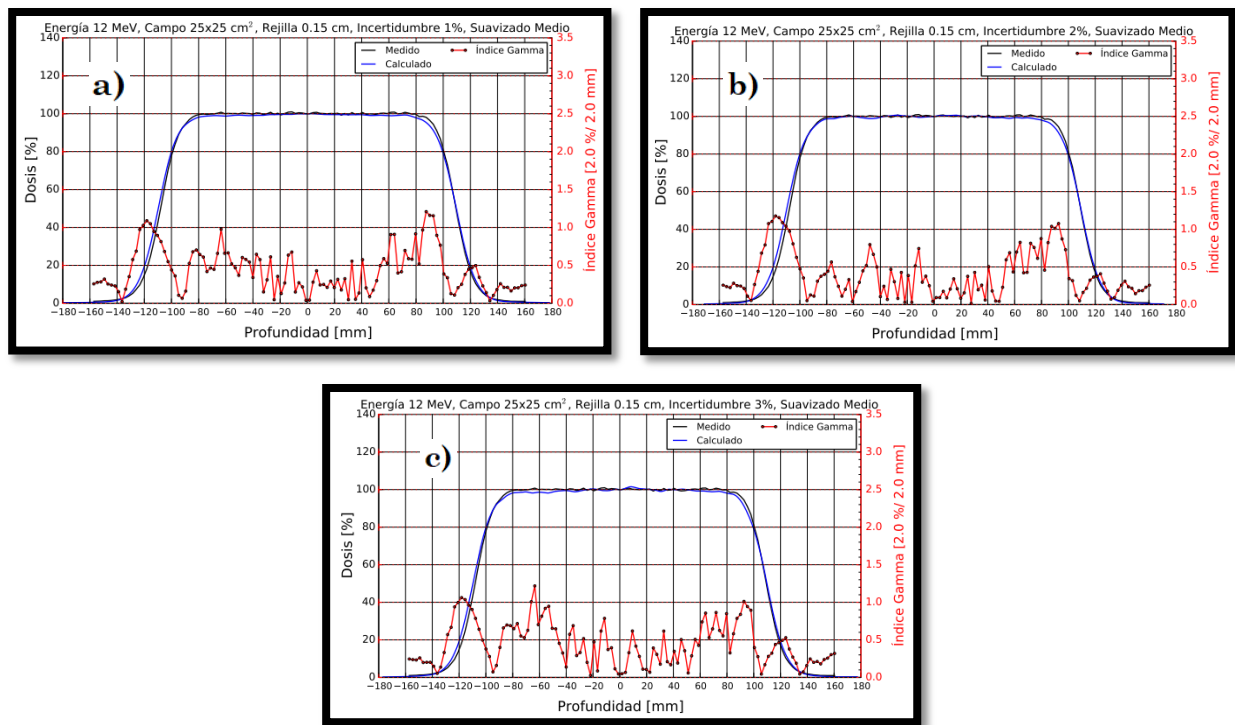


Figura 119B. Comparaciones con parámetros de entrada en la configuración de eMC con un tamaño de cuadrícula de **“0.15 cm”**, suavizado **“medio”** e incertidumbres de a) 1%, b) 2% y c) 3%.

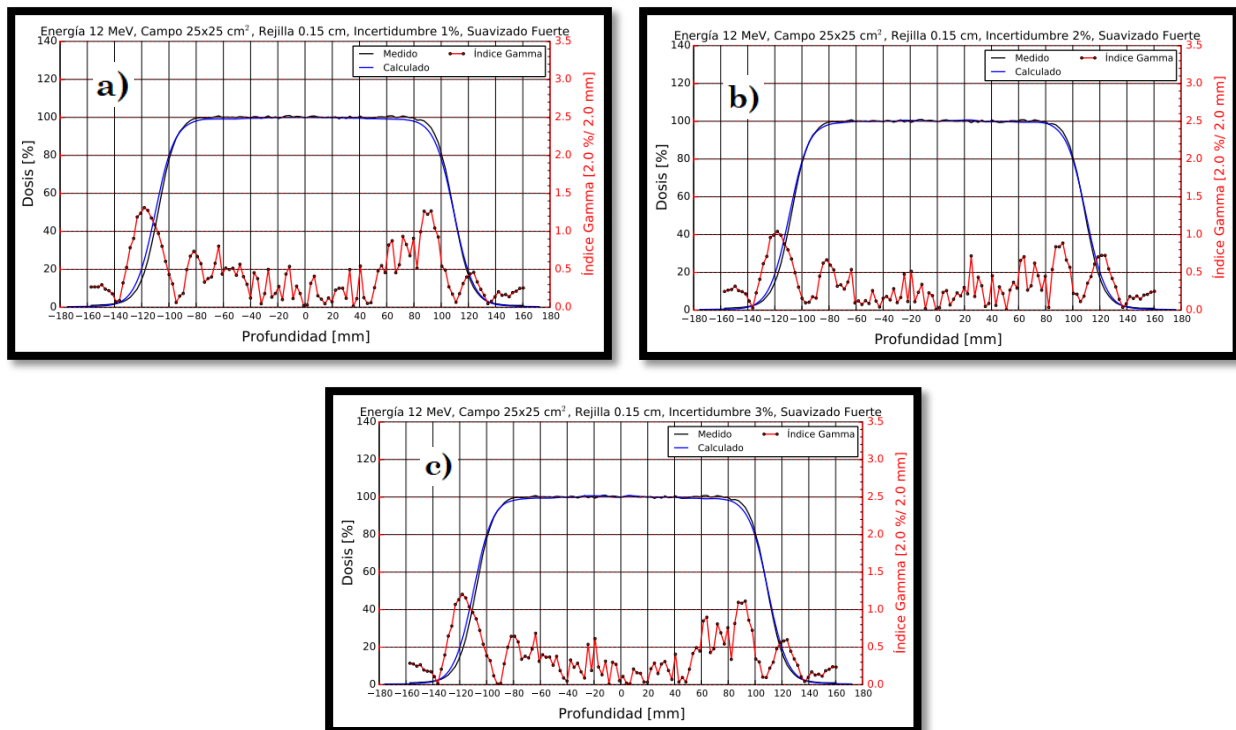


Figura 120B. Comparaciones con parámetros de entrada en la configuración de eMC con un tamaño de cuadrícula de **“0.15 cm”**, suavizado **“fuerte”** e incertidumbres de a) 1%, b) 2% y c) 3%.

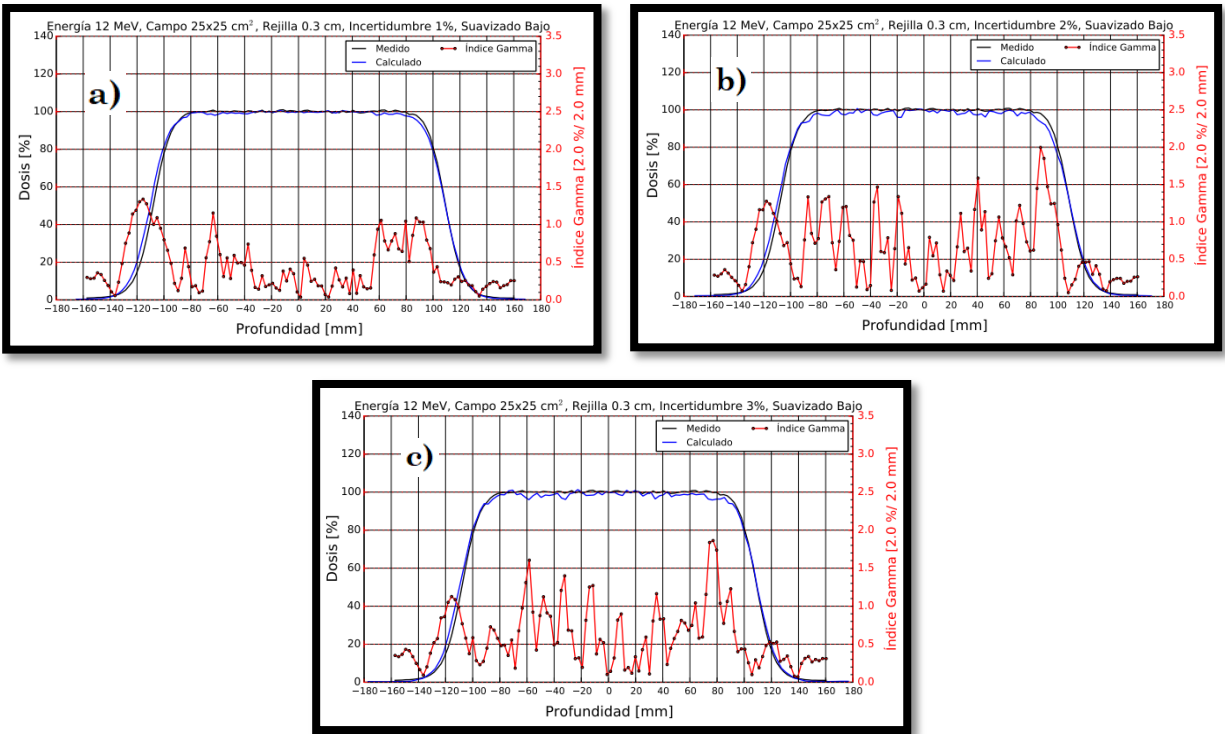


Figura 121B. Comparaciones con parámetros de entrada en la configuración de eMC con un tamaño de cuadrícula de **“0.3 cm”**, suavizado **“bajo”** e incertidumbres de a) 1%, b) 2% y c) 3%.

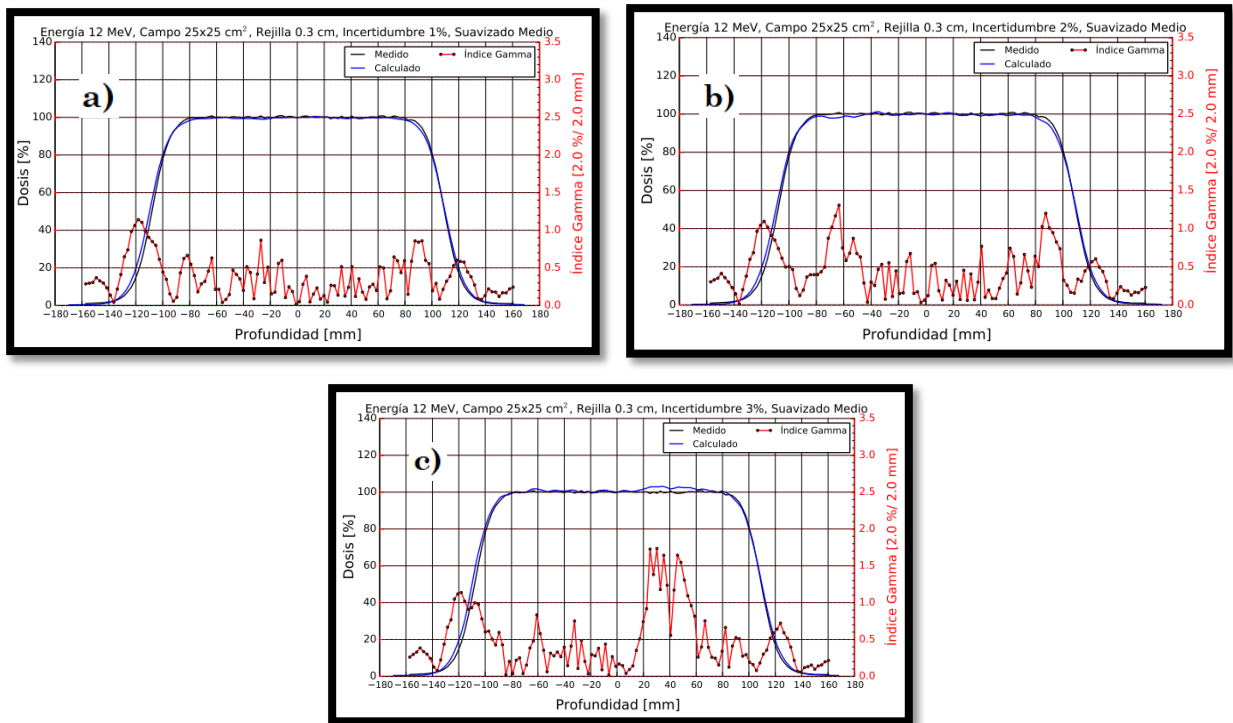


Figura 122B. Comparaciones con parámetros de entrada en la configuración de eMC con un tamaño de cuadrícula de **“0.3 cm”**, suavizado **“medio”** e incertidumbres de a) 1%, b) 2% y c) 3%.

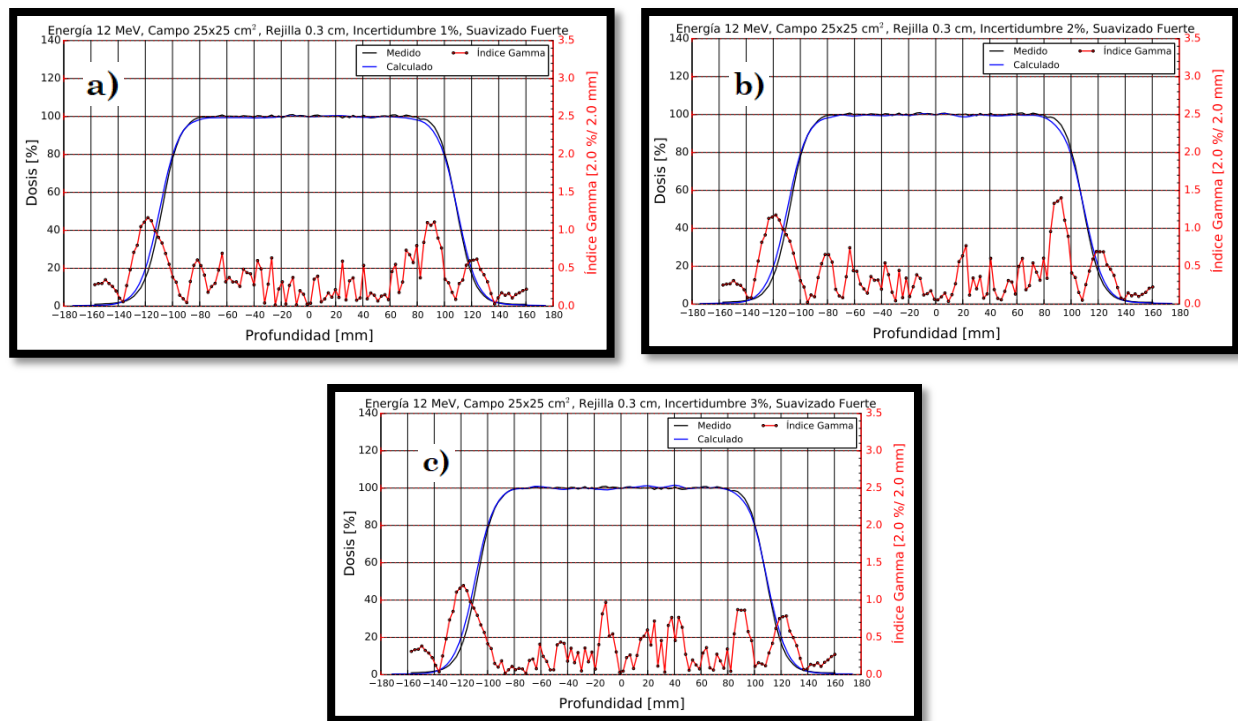


Figura 123B. Comparaciones con parámetros de entrada en la configuración de eMC con un tamaño de cuadrícula de **“0.3 cm”**, suavizado **“fuerte”** e incertidumbres de a) 1%, b) 2% y c) 3%.

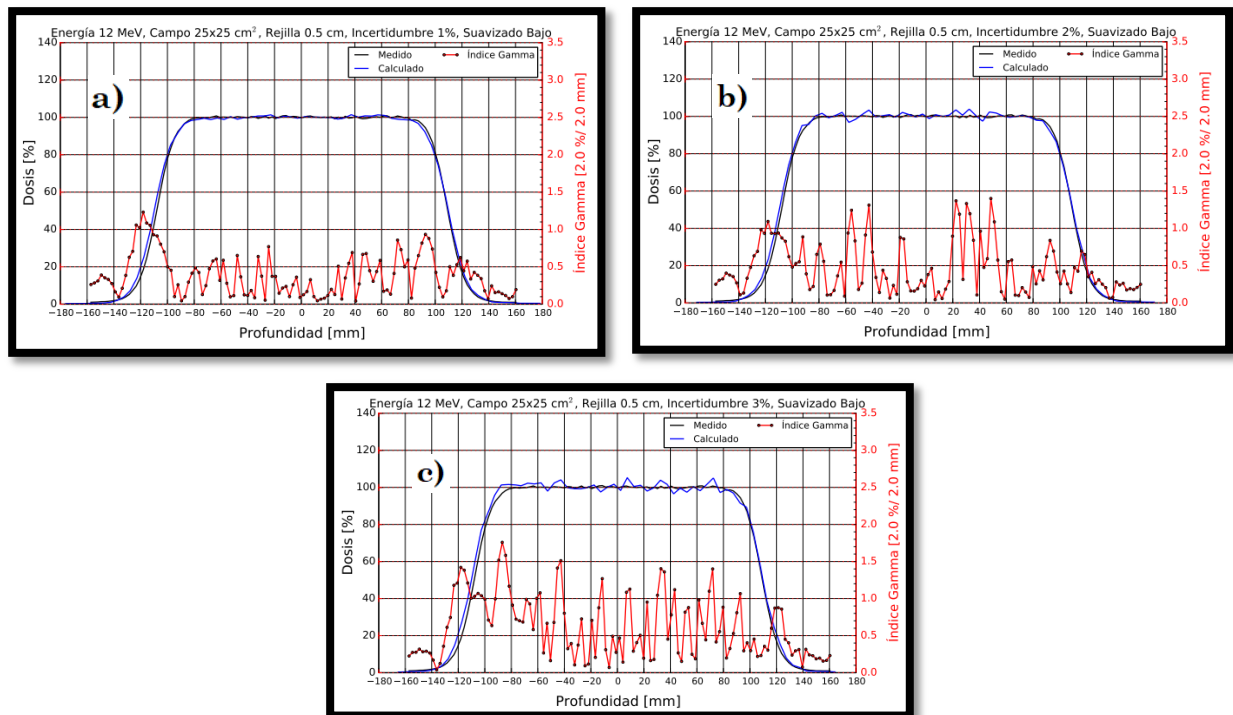


Figura 124B. Comparaciones con parámetros de entrada en la configuración de eMC con un tamaño de cuadrícula de **“0.5 cm”**, suavizado **“bajo”** e incertidumbres de a) 1%, b) 2% y c) 3%.

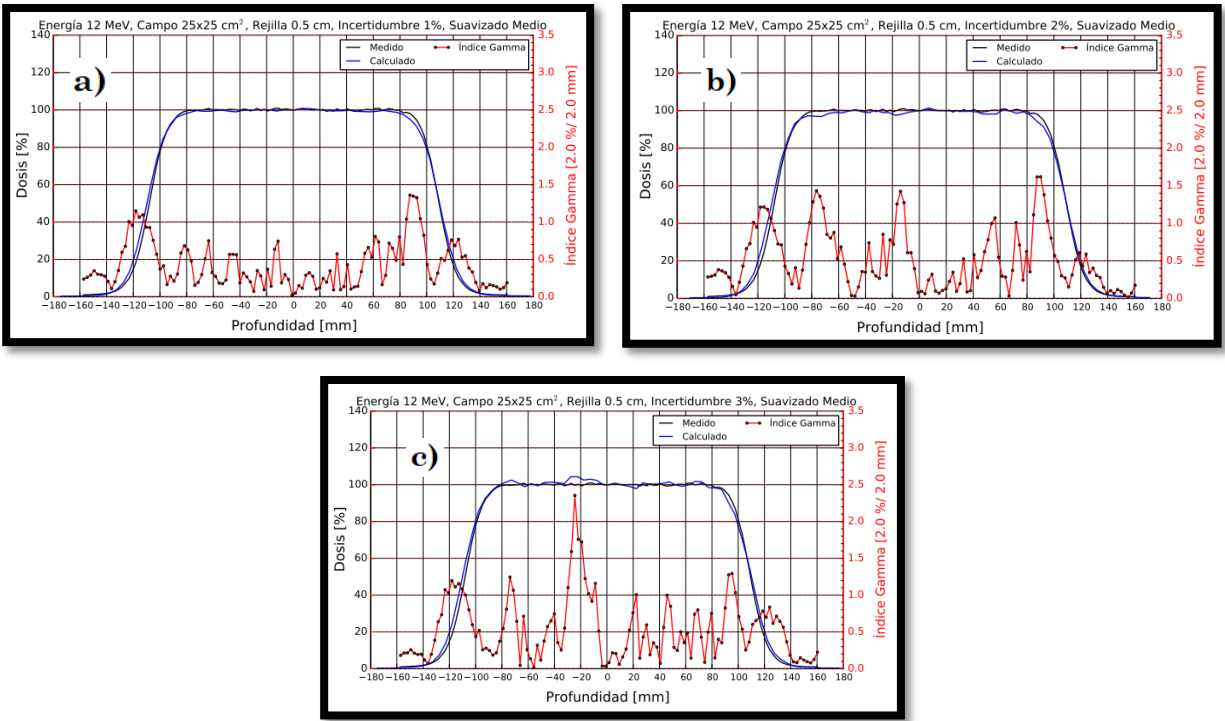


Figura 125B. Comparaciones con parámetros de entrada en la configuración de eMC con un tamaño de cuadrícula de **“0.5 cm”**, suavizado **“medio”** e incertidumbres de a) 1%, b) 2% y c) 3%.

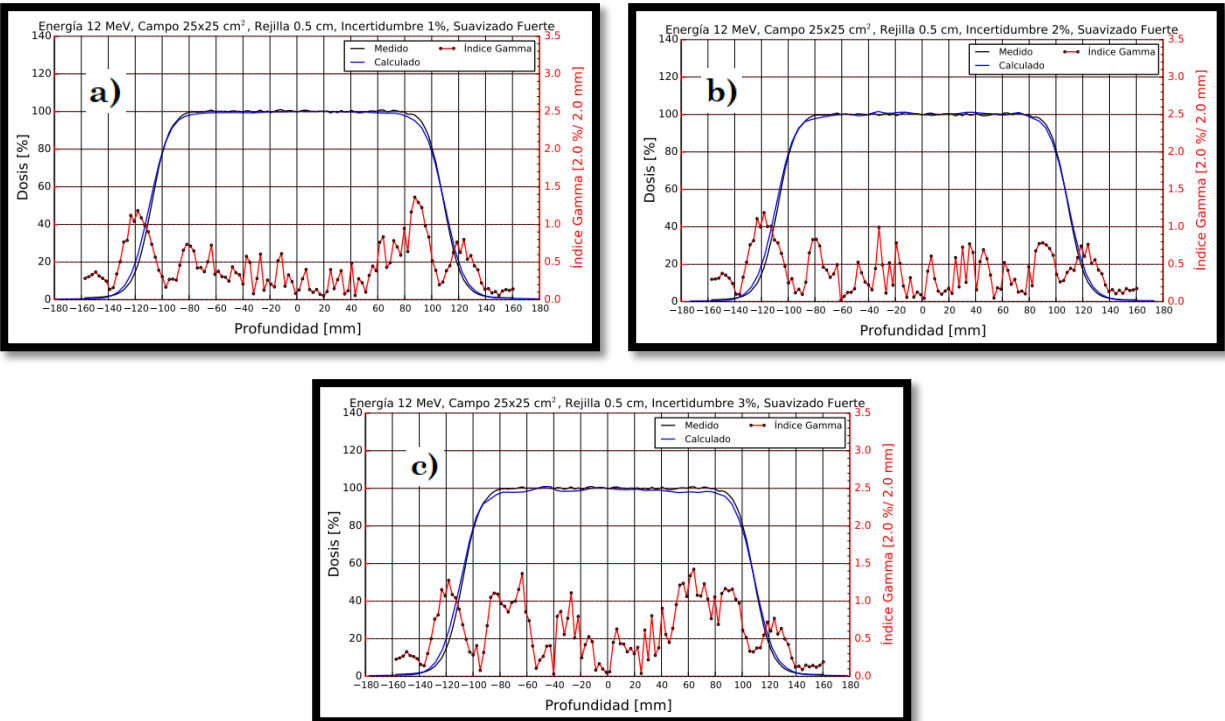


Figura 126B. Comparaciones con parámetros de entrada en la configuración de eMC con un tamaño de cuadrícula de **“0.5 cm”**, suavizado **“fuerte”** e incertidumbres de a) 1%, b) 2% y c) 3%.

18 MeV y Cono 6x6 cm²

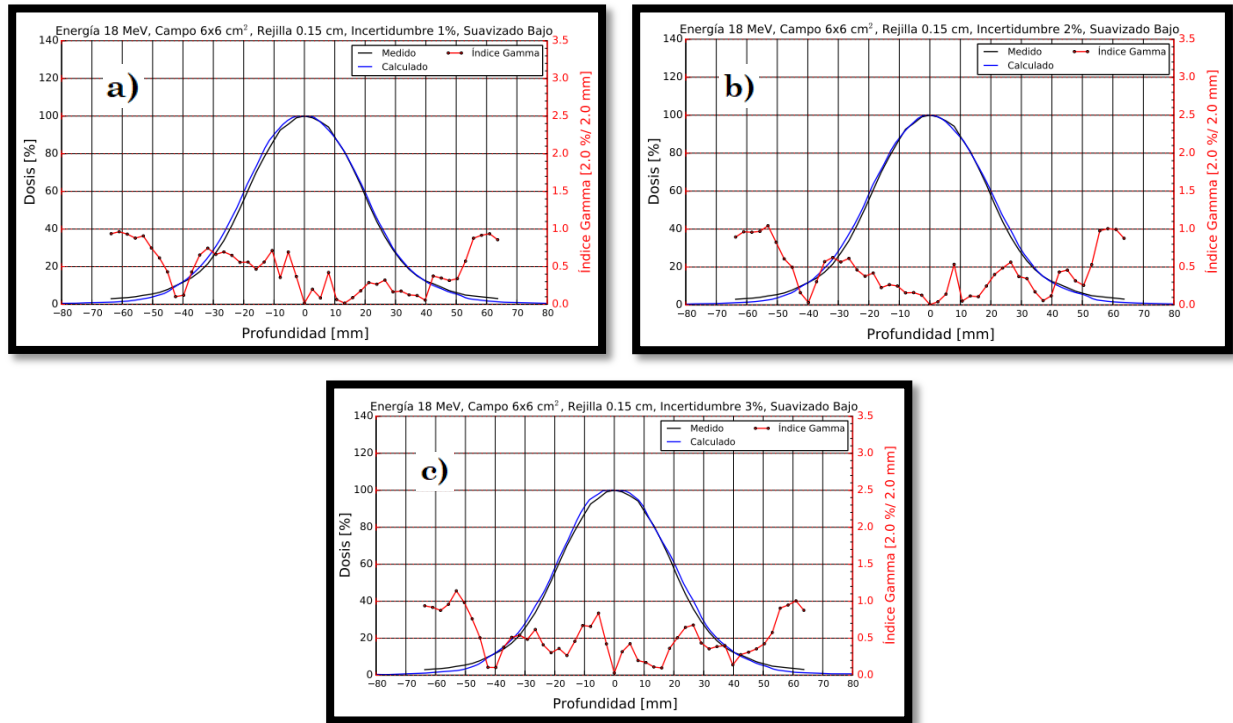


Figura 127B. Comparaciones con parámetros de entrada en la configuración de eMC con un tamaño de cuadrícula de **“0.15 cm”**, suavizado **“bajo”** e incertidumbres de a) 1%, b) 2% y c) 3%.

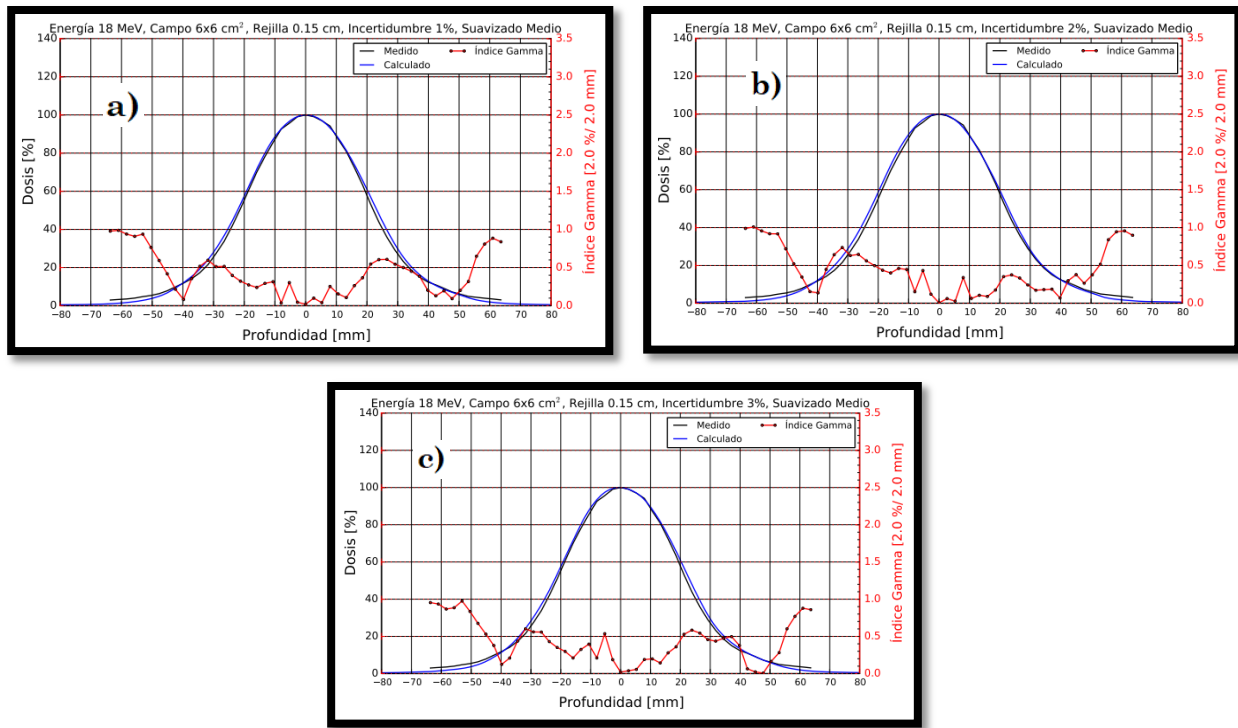


Figura 128B. Comparaciones con parámetros de entrada en la configuración de eMC con un tamaño de cuadrícula de **“0.15 cm”**, suavizado **“medio”** e incertidumbres de a) 1%, b) 2% y c) 3%.

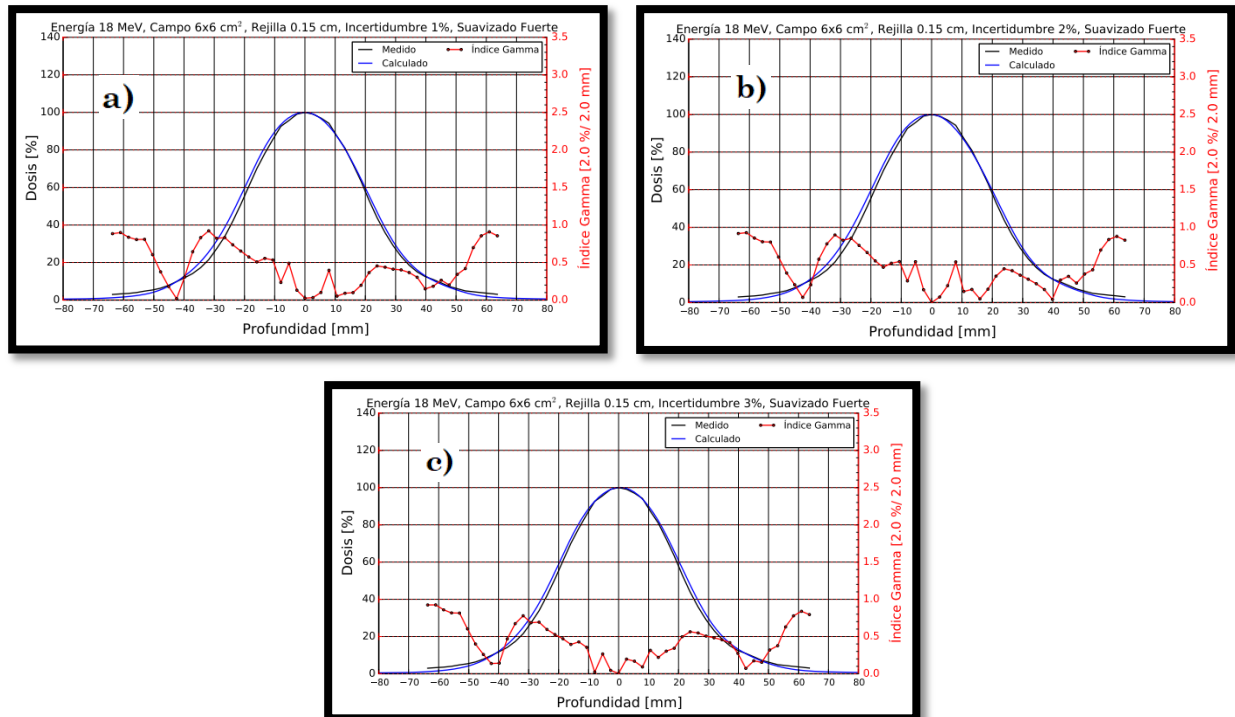


Figura 129B. Comparaciones con parámetros de entrada en la configuración de eMC con un tamaño de cuadrícula de **“0.15 cm”**, suavizado **“fuerte”** e incertidumbres de a) 1%, b) 2% y c) 3%.

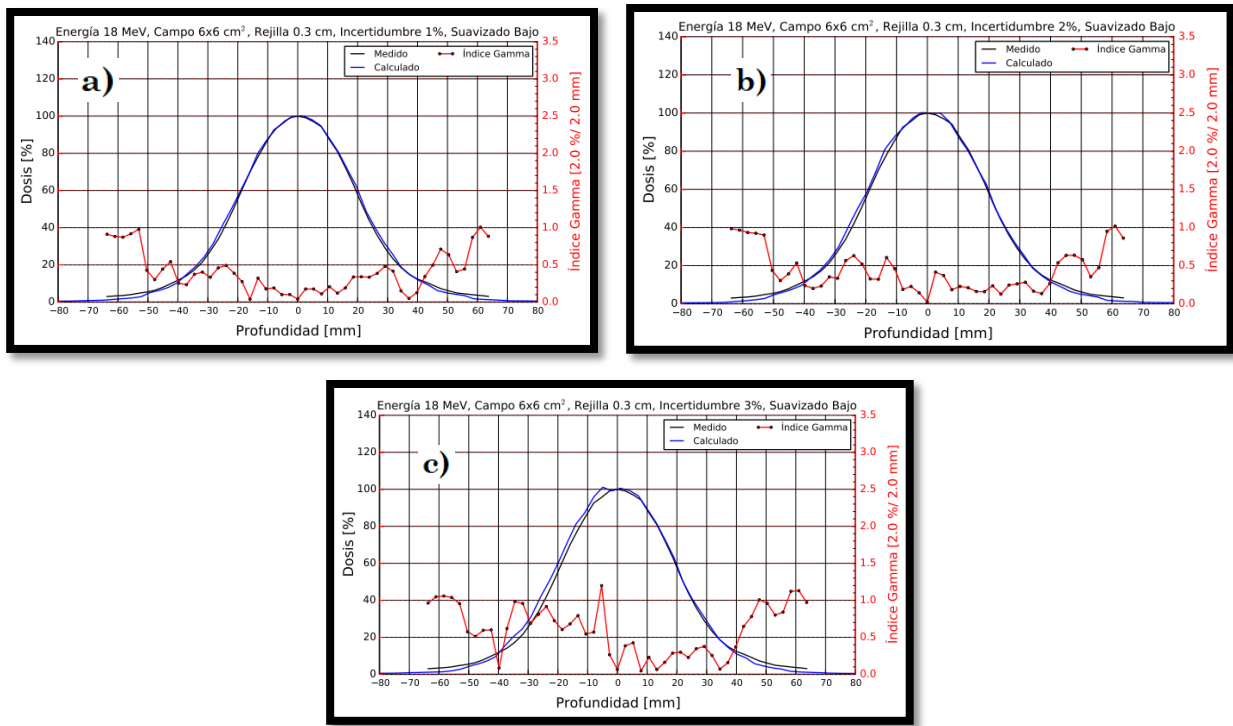


Figura 130B. Comparaciones con parámetros de entrada en la configuración de eMC con un tamaño de cuadrícula de **“0.3 cm”**, suavizado **“bajo”** e incertidumbres de a) 1%, b) 2% y c) 3%.

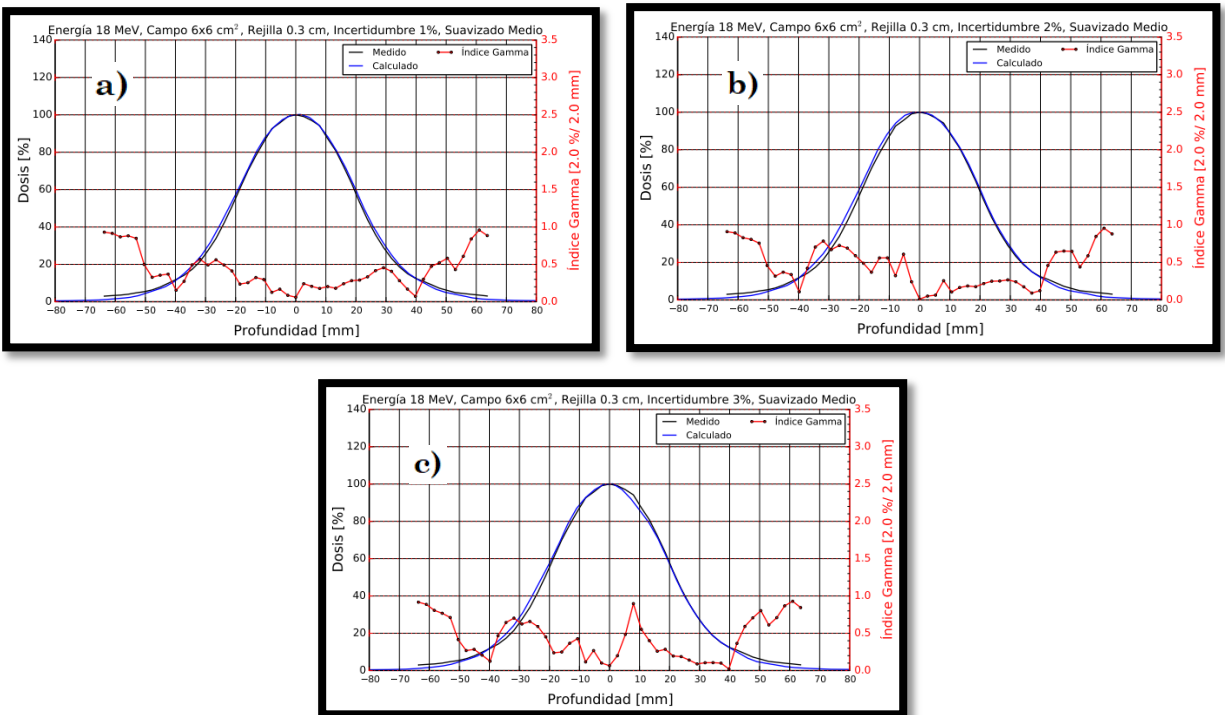


Figura 131B. Comparaciones con parámetros de entrada en la configuración de eMC con un tamaño de cuadrícula de **“0.3 cm”**, suavizado **“medio”** e incertidumbres de a) 1%, b) 2% y c) 3%.

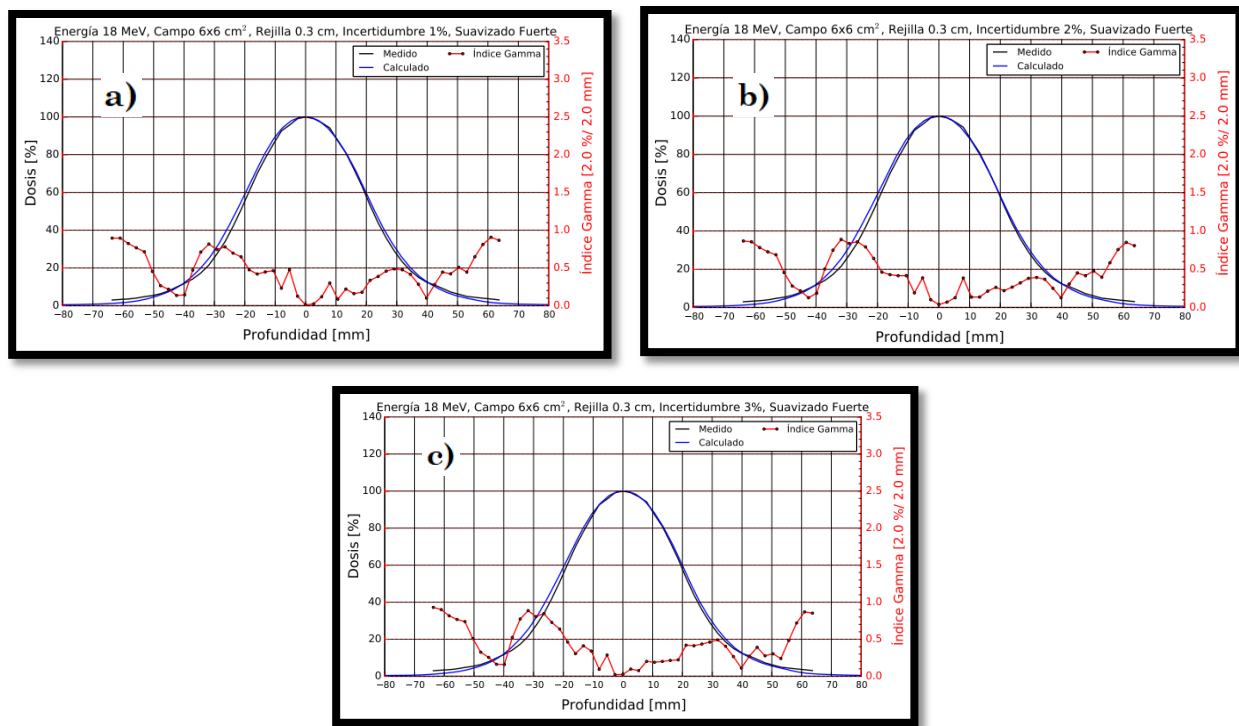


Figura 132B. Comparaciones con parámetros de entrada en la configuración de eMC con un tamaño de cuadrícula de **“0.3 cm”**, suavizado **“fuerte”** e incertidumbres de a) 1%, b) 2% y c) 3%.

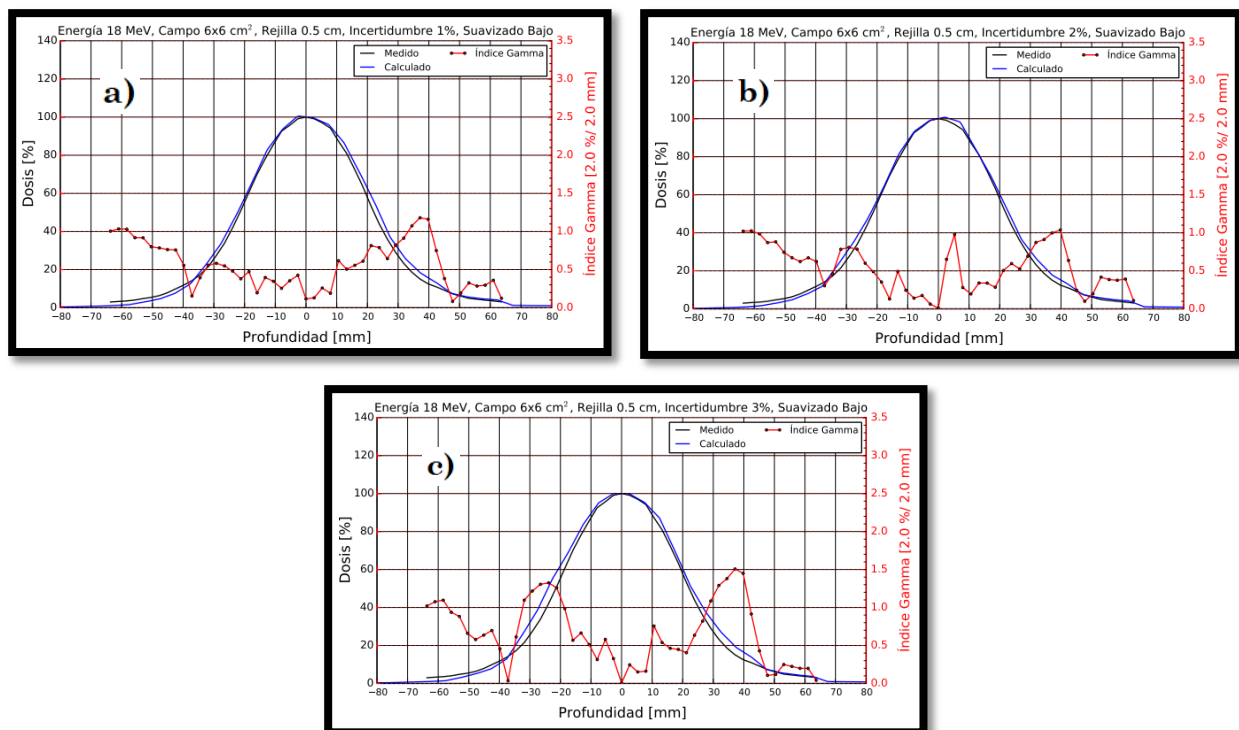


Figura 133B. Comparaciones con parámetros de entrada en la configuración de eMC con un tamaño de cuadrícula de **“0.5 cm”**, suavizado **“bajo”** e incertidumbres de a) 1%, b) 2% y c) 3%.

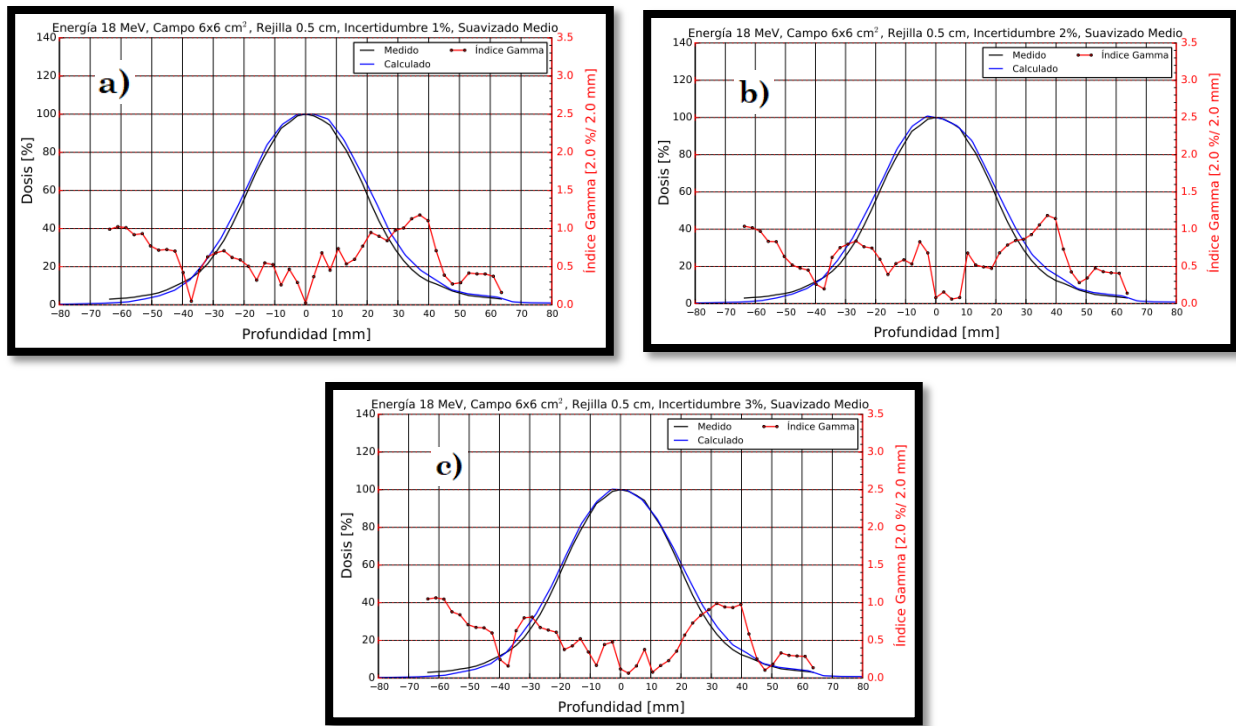


Figura 134B. Comparaciones con parámetros de entrada en la configuración de eMC con un tamaño de cuadrícula de **“0.5 cm”**, suavizado **“medio”** e incertidumbres de a) 1%, b) 2% y c) 3%.

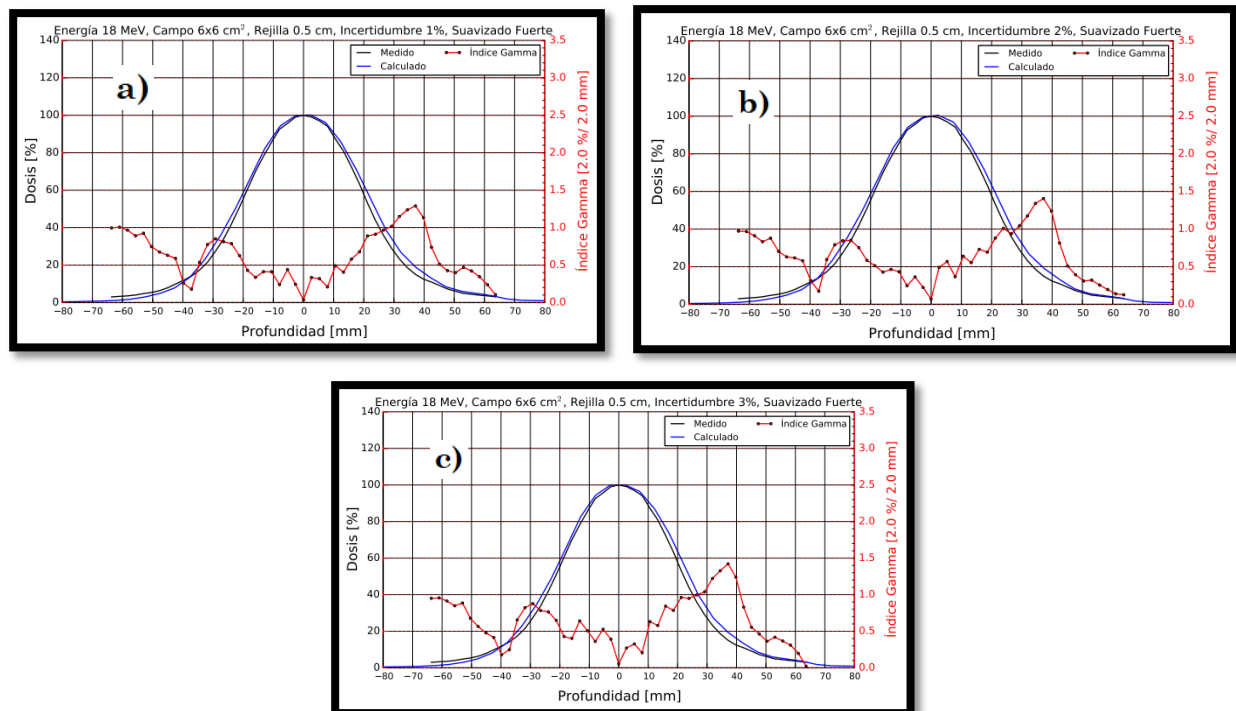


Figura 135B. Comparaciones con parámetros de entrada en la configuración de eMC con un tamaño de cuadrícula de **“0.5 cm”**, suavizado **“fuerte”** e incertidumbres de a) 1%, b) 2% y c) 3%.

18 MeV y Cono 25x25 cm²

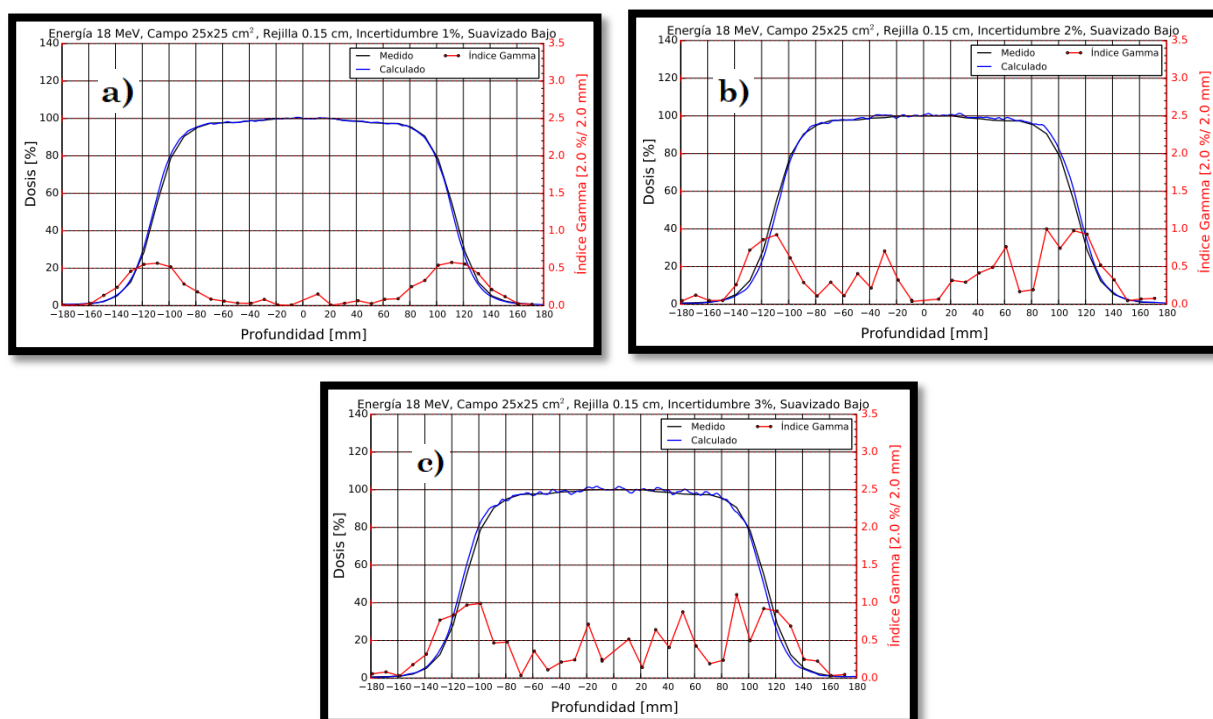


Figura 136B. Comparaciones con parámetros de entrada en la configuración de eMC con un tamaño de cuadrícula de **“0.15 cm”**, suavizado **“bajo”** e incertidumbres de a) 1%, b) 2% y c) 3%.

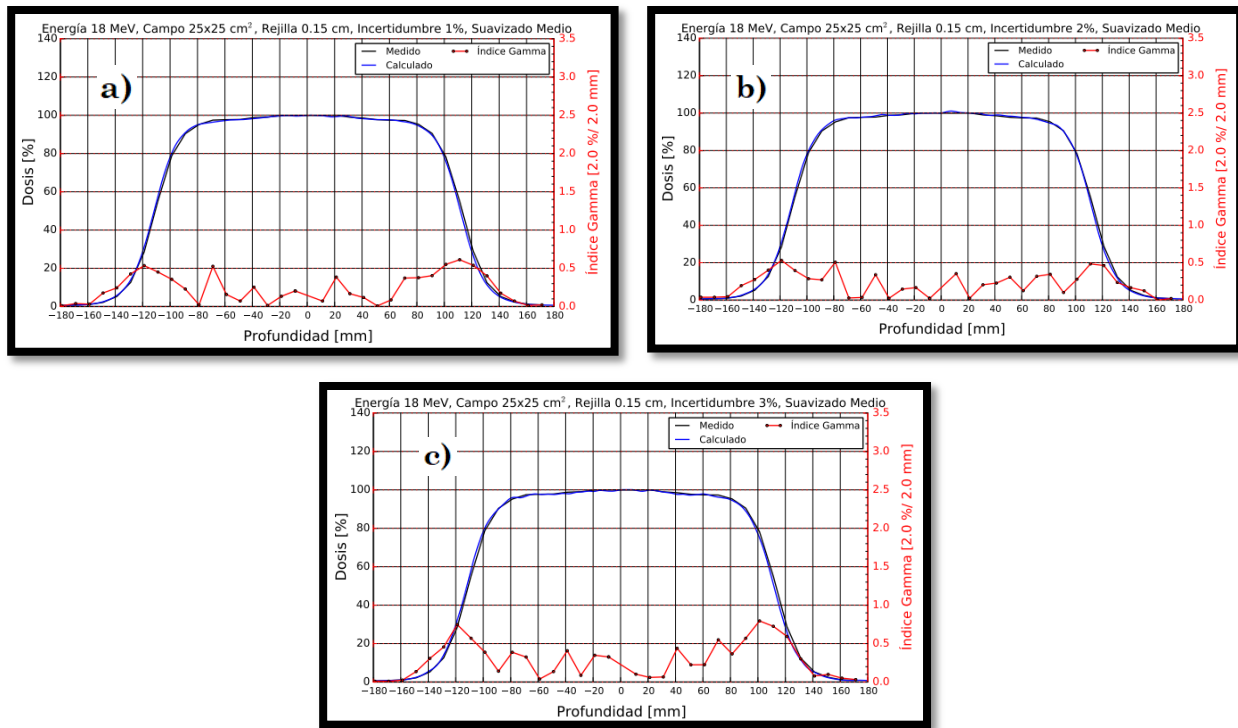


Figura 137B. Comparaciones con parámetros de entrada en la configuración de eMC con un tamaño de cuadrícula de **“0.15 cm”**, suavizado **“medio”** e incertidumbres de a) 1%, b) 2% y c) 3%.

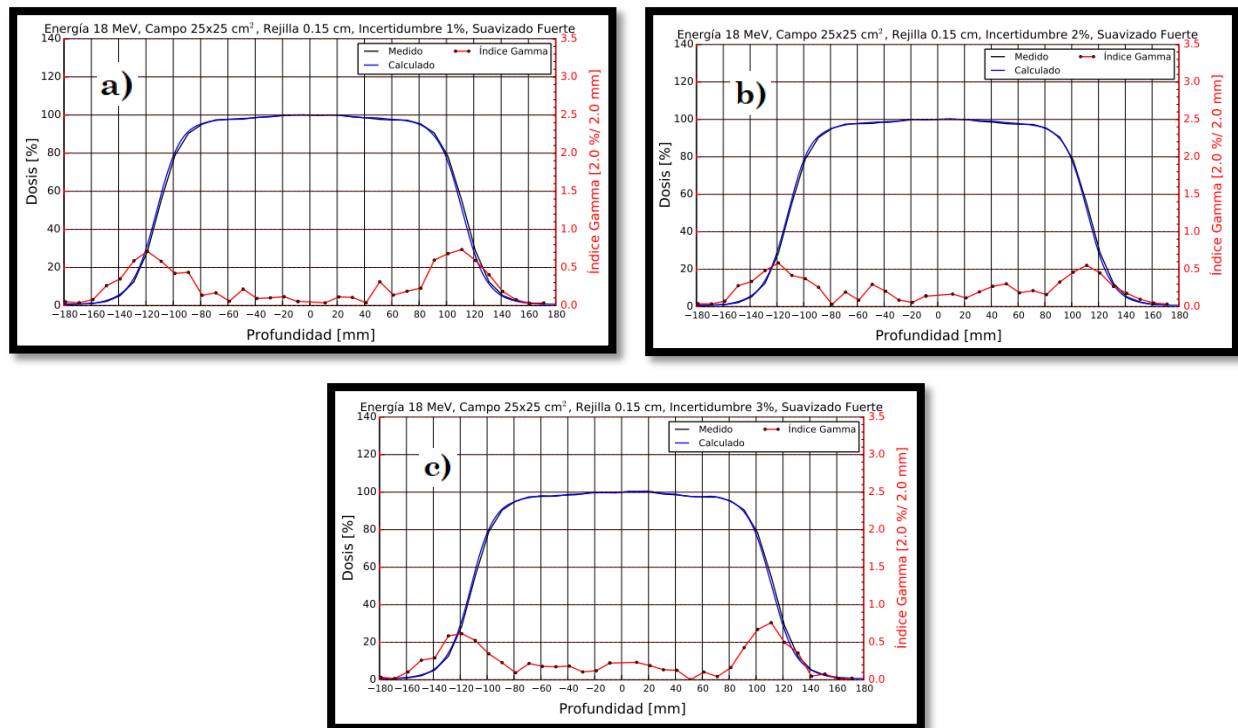


Figura 138B. Comparaciones con parámetros de entrada en la configuración de eMC con un tamaño de cuadrícula de **“0.15 cm”**, suavizado **“fuerte”** e incertidumbres de a) 1%, b) 2% y c) 3%.

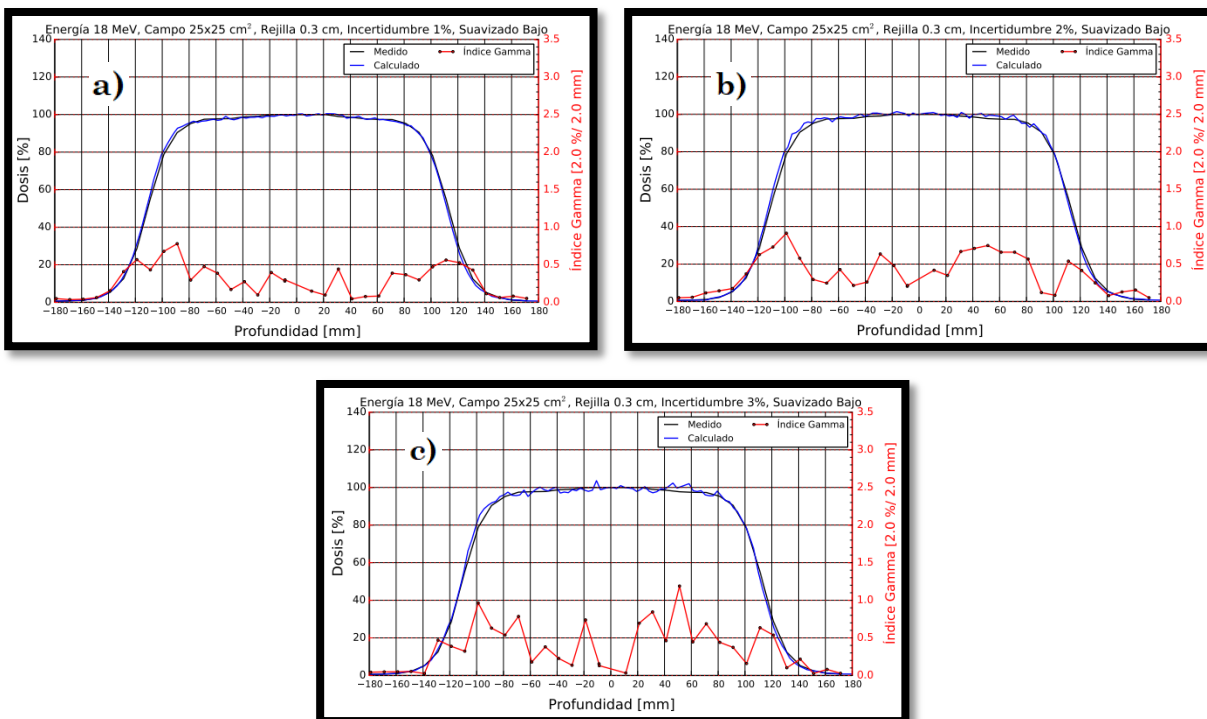


Figura 139B. Comparaciones con parámetros de entrada en la configuración de eMC con un tamaño de cuadrícula de **“0.3 cm”**, suavizado **“bajo”** e incertidumbres de a) 1%, b) 2% y c) 3%.

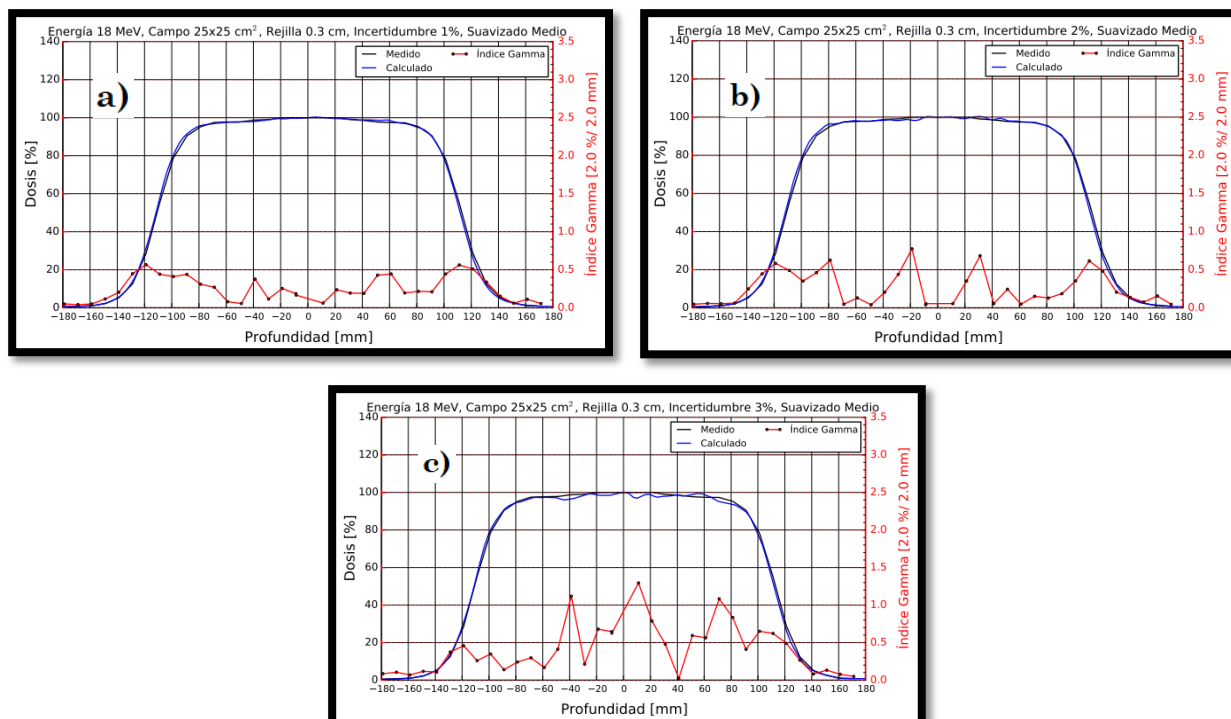


Figura 140B. Comparaciones con parámetros de entrada en la configuración de eMC con un tamaño de cuadrícula de **“0.3 cm”**, suavizado **“medio”** e incertidumbres de a) 1%, b) 2% y c) 3%.

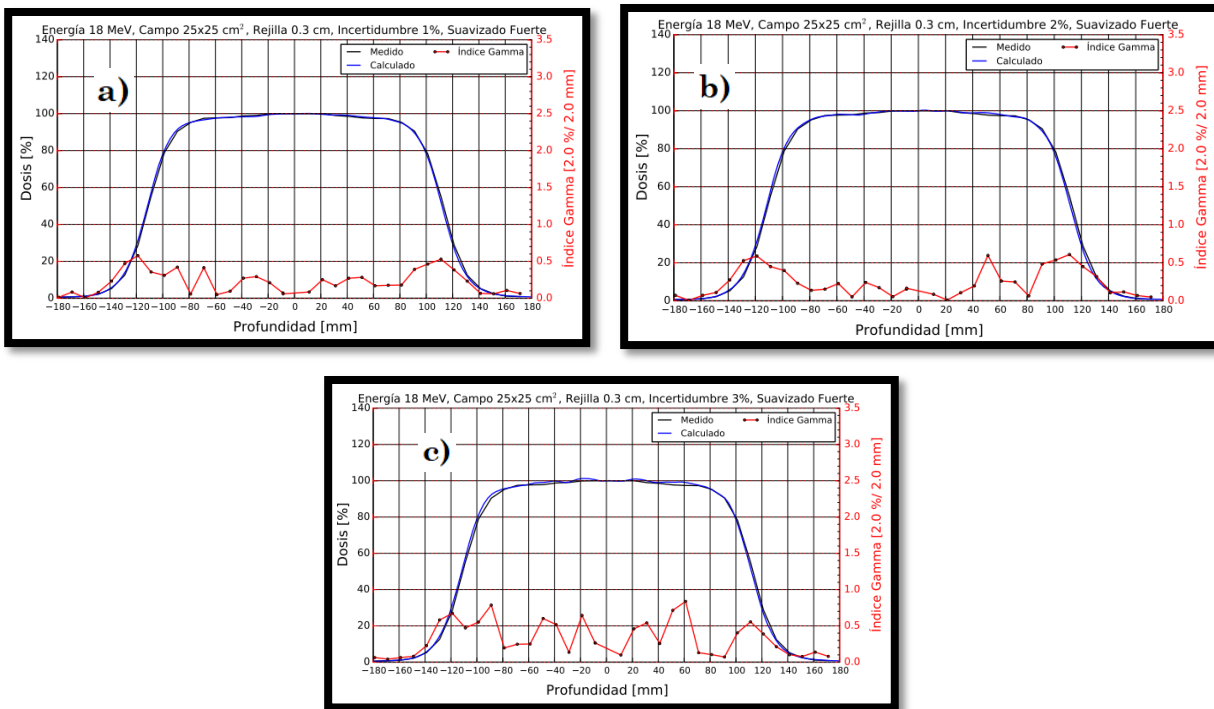


Figura 141B. Comparaciones con parámetros de entrada en la configuración de eMC con un tamaño de cuadrícula de **“0.3 cm”**, suavizado **“fuerte”** e incertidumbres de a) 1%, b) 2% y c) 3%.

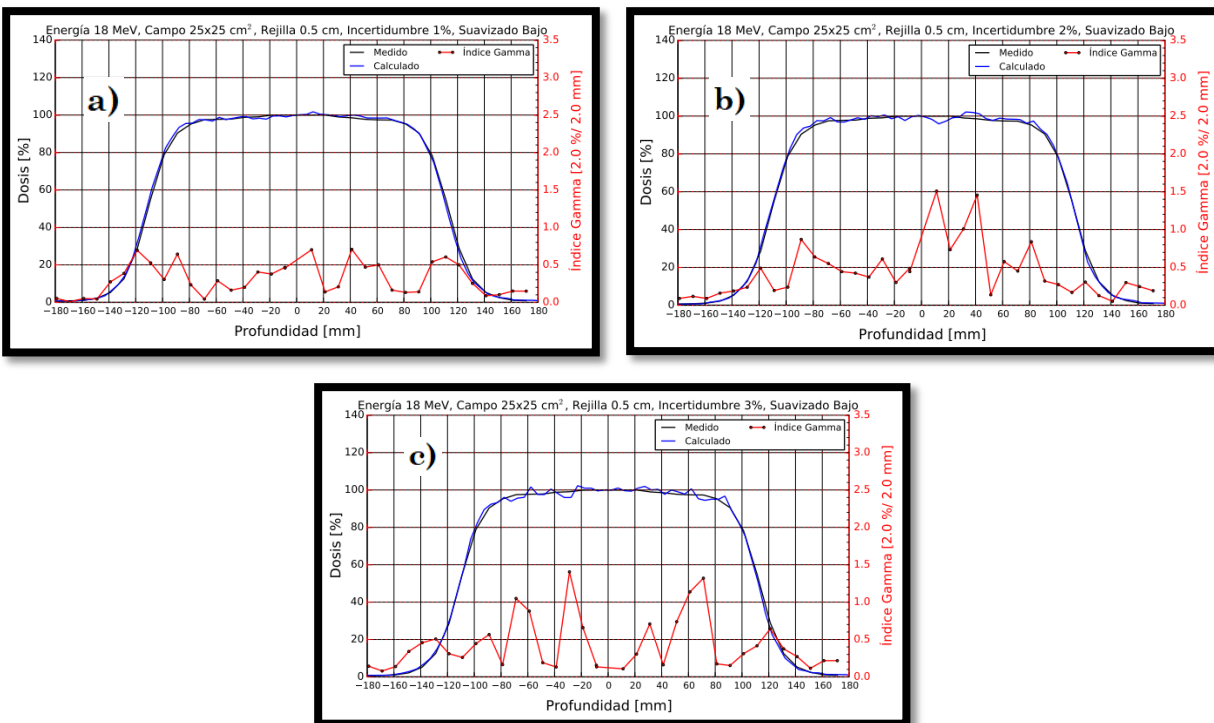


Figura 142B. Comparaciones con parámetros de entrada en la configuración de eMC con un tamaño de cuadrícula de **“0.5 cm”**, suavizado **“bajo”** e incertidumbres de a) 1%, b) 2% y c) 3%.

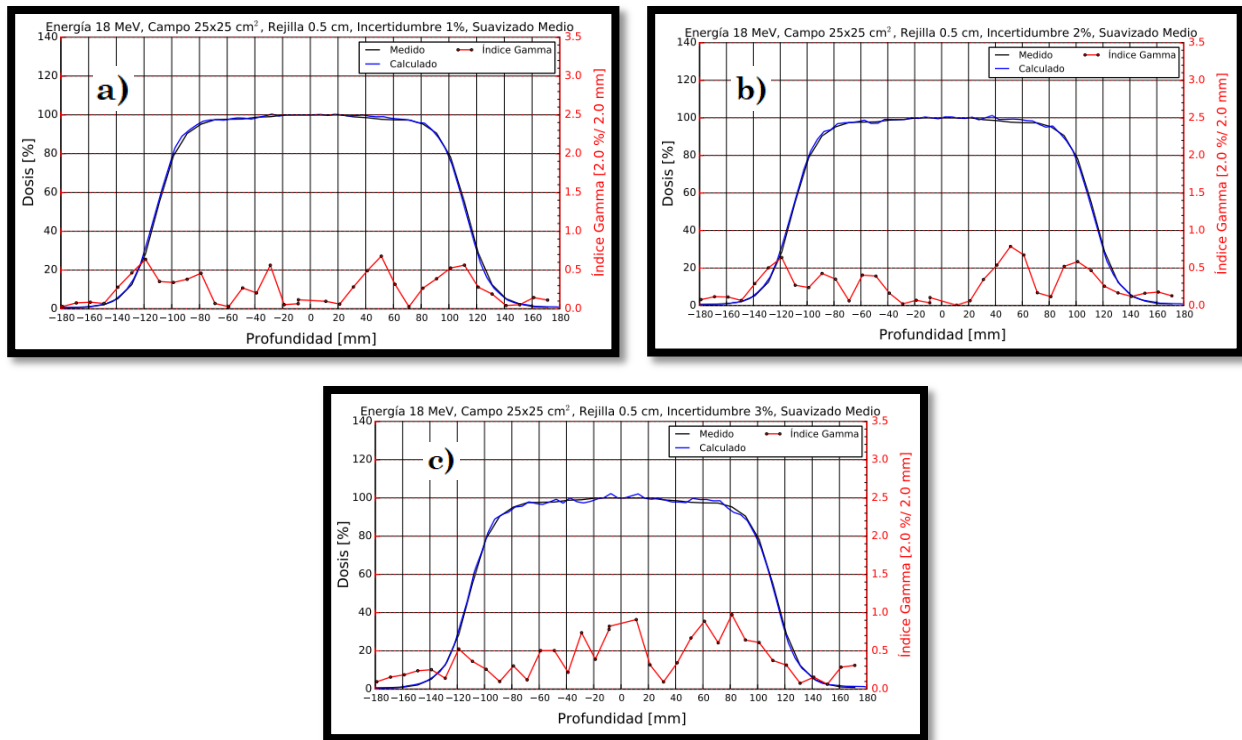


Figura 143B. Comparaciones con parámetros de entrada en la configuración de eMC con un tamaño de cuadrícula de **“0.5 cm”**, suavizado **“medio”** e incertidumbres de a) 1%, b) 2% y c) 3%.

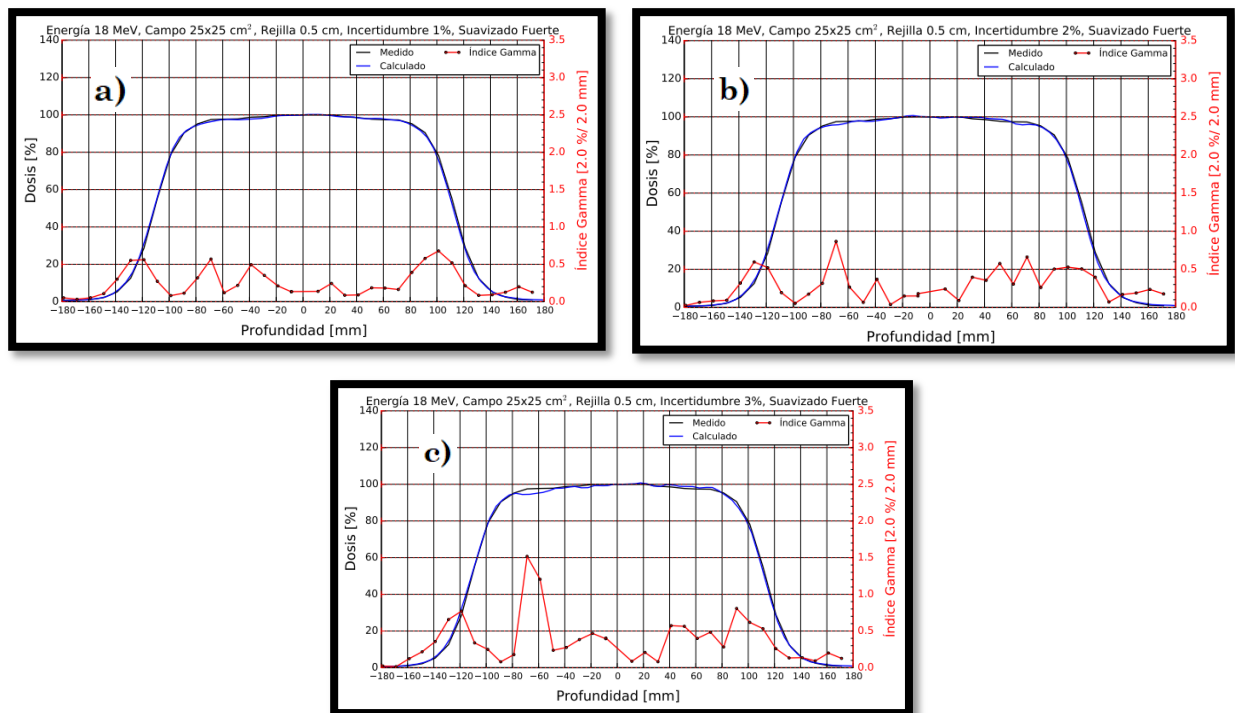


Figura 144B. Comparaciones con parámetros de entrada en la configuración de eMC con un tamaño de cuadrícula de **“0.5 cm”**, suavizado **“fuerte”** e incertidumbres de a) 1%, b) 2% y c) 3%.

Anexo C

Los siguientes programas fueron utilizados para obtener los resultados del índice gamma en las comparaciones de los PDDs y perfiles de dosis. Los programas fueron realizados en lenguaje Python.

Para las comparaciones de los PDDs

```
#!/usr/bin/env python
# -*- coding: utf-8 -*-

##### Modulos

import numpy as np, types
import matplotlib.pyplot as pl
import matplotlib.gridspec as gridspec
import math
import os
import time
from pyPdf import PdfFileWriter, PdfFileReader
import shutil

##### Función de comparación

def nearly_equal(a,b,sig_fig=1):
    return ( a==b or int(a*10**sig_fig) == int(b*10**sig_fig))

##### Archivos de entrada

Place_Files='Dirección del archivo'

filename=(Place_Files+'4MeV-PDD 6x6_diametro 4cm.mcc')

filename2=(Place_Files+'4MeVc6x6tr0.5i3nStrongPdd.txt')

g=open(Place_Files+"ProfileA.txt","w")

h=open(Place_Files+'ProfileB.txt','w')

##### Variables

dose_threshold=7. ; distance_threshold=7.

NOMBRE='4MeVc6x6tr0.5i3nStrongPdd_'+str(dose_threshold)+'%-' +str(distance_threshold)+'mm'

EnergiaT='4' ; CampoT='6x6' ; DiametroT='4' ; Rejilla='0.5'; Incerti2='3'; Nivel='Fuerte'

Rangox=40; Aumento=10.; CarpetaR='ResultadosVeri'

##### Lectura Archivo 1

print "\n"
```

```

data = open(filename)
i=0

for line in data:
    if 'BEGIN_DATA' in line:
        i=i+1
        continue
    if 'END_DATA' in line:
        i=i+1
        continue
    if i==1:
        x,y = line.split()
        x=float(x)
        y=float(y)
        g.write( "%.3f    %.7f\n"%(x,y))

```

```

g.close()
data.close()

```

Lectura Archivo 2

```

data2 = open(filename2)
i=0

for line in data2:
    if 'Field 1' in line:
        i=i+1
        continue
    if i==1:
        x,y = line.split()
        x=float(x)
        y=float(y)
        h.write( "%.3f    %.7f\n"%(x,y))

```

```

h.close()
data2.close()

```

Variables

```

dose_T=str(dose_threshold); distance_T=str(distance_threshold)

```

```

longitudA=0; longitudB=0

```

```

datosA=np.loadtxt(Place_Files+'ProfileA.txt')
datosB=np.loadtxt(Place_Files+'ProfileB.txt')

```

```

datos_dosisA=datosA[:,1]
datos_distanciaA=datosA[:,0]
longitudA=len(datosA)
datos_dosisB=datosB[:,1]
datos_distanciaB=datosB[:,0]
longitudB=len(datosB)

```

```

MaxPDDA=datos_dosisA.max(); MaxPDDB=datos_dosisB.max()

```

```

#### Normalizar los datos al maximo valor

g=open(Place_Files+"ProfileA.txt","w")
h=open(Place_Files+"ProfileB.txt","w")

k=0
for k in range(longitudA):
    datos_dosisA[k]=(datos_dosisA[k]/MaxPDDA)*100
    g.write("%.3f  %.3f\n"%(datos_distanciaA[k],datos_dosisA[k]))

k=0
for k in range(longitudB):
    datos_dosisB[k]=(datos_dosisB[k]/MaxPDDB)*100
    datos_distanciaB[k]=(datos_distanciaB[k]*10)
    h.write("%.3f  %.3f\n"%(datos_distanciaB[k],datos_dosisB[k]))

g.close(); h.close()

MaxPDDA=datos_dosisA.max(); MaxPDDB=datos_dosisB.max()

#### Indice Gamma

ResultadosF=open(Place_Files+'ResultadosF.txt','w')

k=0
i=0
cont=0
for k in range(longitudA):
    Resultados=open(Place_Files+'Resultados.txt','w')
    i=0
    maxG=99999
    Gamma_General=0
    cont=0
    for i in range(longitudB):
        D=((datos_dosisB[i]-datos_dosisA[k])/MaxPDDA)*100
        R=np.sqrt(((datos_distanciaB[i]-datos_distanciaA[k])**2))
        Gamma_General=np.sqrt((D**2/dose_threshold**2)+(R**2/distance_threshold**2))

Resultados.write( "%.3f  %.3f  %.3f  %.3f  %.3f  %.3f  %.3f\n"%(datos_dosisA[k],datos_dosisB[i],
D,datos_distanciaA[k],datos_distanciaB[i],R,Gamma_General))
    cont=cont+1

Resultados.close()
Resultados=np.loadtxt(Place_Files+'Resultados.txt')

datos_ref=Resultados[:,0]
datos_prueba=Resultados[:,1]
Diferencia_dosis=Resultados[:,2]
distancia_ref=Resultados[:,3]
distancia_prueba=Resultados[:,4]
Diferencia_distancia=Resultados[:,5]
Gammas_minimos=Resultados[:,6]

minimo=9999
p=0
for p in range(cont):

```

```

    if Gammas_minimos[p]<minimo:
        minimo=Gammas_minimos[p]
        indice=p

cont=0
minimo=9999
p=0
maxG=99999
Gamma_General=0

ResultadosF.write( "%.3f  %.3f  %.3f  %.3f  %.3f  %.3f  %.3f\n"%(datos_ref[indice],datos_prueba[i
ndice],Diferencia_dosis[indice],distancia_ref[indice],distancia_prueba[indice],Diferencia_distancia[indi
ce],Gammas_minimos[indice]))

ResultadosF.close()

ResultadosGammaF=np.loadtxt(Place_Files+'ResultadosF.txt')

Distancia_referencia=ResultadosGammaF[:,3]
Distancia_prueba=ResultadosGammaF[:,4]
Gamma_final=ResultadosGammaF[:,6]
longitud_Gamma=len(Gamma_final)

##### Gamma maxima

MaxGamma_Final=Gamma_final.max()

print 'Gamma maxima = ', '%.2f' %MaxGamma_Final

##### Gamma Promedio #####

Promedio_Gamma=np.mean(Gamma_final)

print 'Gamma Promedio', '%.2f' %Promedio_Gamma

##### Porcentaje de puntos con IG <= 1

indicemaxGamma=0
valormaxGamma=0
val=0
SumGammaP=0
k=0
for k in range(longitud_Gamma):
    if Gamma_final[k] <= 1.00:
        indicemaxGamma=indicemaxGamma+1

valormaxGamma=((indicemaxGamma*100.)/longitud_Gamma)

print '% puntos donde IG <= 1 = ', '%.2f' %valormaxGamma

#### Graficas

pl.figure(figsize=(10, 8))
pl.subplot2grid((8, 8), (0, 2), colspan=6, rowspan=4)

```

```

pl.title(u'Energía '+EnergiaT+' MeV, Campo '+CampoT+u' cm$^{2}$, Rejilla '+Rejilla+' cm,
Incertidumbre '+Incerti2+'%, Suavizado '+Nivel,fontsize=10.)

ax = pl.gca()
ax2 = ax.twinx()
l1,=ax.plot(datos_distanciaA,datos_dosisA,linewidth=1.,color='k',label='Medido')
l2,=ax.plot(datos_distanciaB,datos_dosisB,linewidth=1.,color='blue',label='Calculado')
pl.xlim(0.,Rangox)
ax.spines['right'].set_color('none')
ax.spines['top'].set_color('none')
ax.xaxis.set_ticks_position('bottom')
ax.spines['bottom'].set_position(('data',0))
ax.yaxis.set_ticks_position('left')
ax.spines['left'].set_position(('data',0))
ax.set_ylabel('Dosis [%]',labelpad=1)
ax.set_xlabel('Profundidad [mm]',labelpad=8)
ax.grid(True,linestyle='-')
ax.set_yticks(np.arange(0.,120.,10.))
ax.tick_params(axis='y', labelsiz=9)

l3,=ax2.plot(Distancia_referencia,Gamma_final,markersize=2.,marker='o',color='r',label=u'Índice
Gamma')
ax2.set_ylabel(u'Índice Gamma ['+dose_T+' %/ '+distance_T+' mm]',color='r',labelpad=10,fontsize=11)
ax2.set_ylim(0.,MaxGamma_Final+.4)
ax2.tick_params('y', colors='r',labelsiz=11)
pl.legend([l1,l2,l3],['Medido','Calculado',u'Índice Gamma'],ncol=2,loc=1,fontsize=8.)

dose_threshold=int(dose_threshold)
distance_threshold=int(distance_threshold)
dose_threshold=str(dose_threshold)
distance_threshold=str(distance_threshold)

ax = pl.gca()
pl.subplot2grid((8, 8), (0, 0), colspan=2,rowspan=8)
pl.text(0., 1.,'% puntos con IG <= 1',fontsize=9.)
pl.text(0., 0.95,'%.2f' %valormaxGamma, fontsize=9.)
pl.text(0., 0.90,'Gamma maxima', fontsize=9.)
pl.text(0., 0.85,'%.2f' %MaxGamma_Final, fontsize=9.)
pl.text(0., 0.80,'Gamma Promedio', fontsize=9.)
pl.text(0., 0.75,'%.2f' %Promedio_Gamma, fontsize=9.)
pl.axis('off')

pl.savefig(Place_Files+CarpetaR+'/' +NOMBRE+'.pdf')

os.remove(Place_Files+'ResultadosF.txt')
os.remove(Place_Files+'Resultados.txt')
os.remove(Place_Files+'ProfileA.txt')
os.remove(Place_Files+'ProfileB.txt')

```

Para las comparaciones de perfiles de dosis

```
#!/usr/bin/env python
# -*- coding: utf-8 -*-

#### Modulos

import numpy as np, types
import matplotlib.pyplot as pl
import matplotlib.gridspec as gridspec
import math
import os
import time
from pyPdf import PdfFileWriter, PdfFileReader
import shutil
import matplotlib.ticker as ticker

#### Función de comparación

def nearly_equal(a,b,sig_fig=1):
    return ( a==b or int(a*10**sig_fig) == int(b*10**sig_fig))

#### Archivos de entrada

Place_Files='Dirección del archivo'

filename=(Place_Files+'4MeV-OAR 6x6_diametro 4cm.mcc')

filename2=(Place_Files+'4MeVc6x6tr0.15i1nStrongPerfil.txt')

g=open(Place_Files+"ProfileA.txt","w")
h=open(Place_Files+'ProfileB.txt','w')

#### Variables

dose_threshold=2. ; distance_threshold=2.

NOMBRE='4MeVc6x6tr0.15i1nStrongPerfil.txt_'+str(dose_threshold)+'%-'+str(distance_threshold)+'mm'

EnergiaT='4' ; CampoT='6x6' ; ProfundidadT='1' ; DiametroT='4' ; Rejilla='0.15'; Incerti2='1';
Nivel='Fuerte'

Rangox=60 ; espacio=10

CarpetaR='ResultadosVeri'

#### Lectura Archivo 1

print "\n"

data = open(filename)
i=0
```

```

for line in data:
    if 'BEGIN_DATA' in line:
        i=i+1
        continue
    if 'END_DATA' in line:
        i=i+1
        continue
    if i==1:
        x,y = line.split()
        x=float(x)
        y=float(y)
        g.write( "%.3f    %.7f\n"%(x,y))

```

```

g.close()
data.close()

```

Lectura Archivo 2

```

data2 = open(filename2)
i=0

```

```

for line in data2:
    if 'Field 1' in line:
        i=i+1
        continue
    if i==1:
        x,y = line.split()
        x=float(x)
        y=float(y)
        h.write( "%.3f    %.7f\n"%(x,y))

```

```

h.close()
data2.close()

```

Variables

```

dose_T=str(dose_threshold); distance_T=str(distance_threshold)

```

```

longitudA=0
longitudB=0

```

```

datosA=np.loadtxt(Place_Files+'ProfileA.txt')
datosB=np.loadtxt(Place_Files+'ProfileB.txt')

```

```

datos_dosisA=datosA[:,1]
datos_distanciaA=datosA[:,0]
longitudA=len(datosA)
datos_dosisB=datosB[:,1]
datos_distanciaB=datosB[:,0]
longitudB=len(datosB)

```

Normalizar los datos al valor central

```

CeroA=999;CA=0;INDA=0;i=0
for i in range(longitudA):
    CA=abs(datos_distanciaA[i])

```



```

if CA<CeroA:
    CeroA=CA
    INDA=datos_dosisA[i]

CeroB=999;CB=0;INDB=0;i=0
for i in range(longitudB):
    CB=abs(datos_distanciaB[i])
    if CB<CeroB:
        CeroB=CB
        INDB=datos_dosisB[i]

g=open(Place_Files+"ProfileA.txt","w")
h=open(Place_Files+"ProfileB.txt","w")

k=0
for k in range(longitudA):
    datos_dosisA[k]=(datos_dosisA[k]/INDA)*100
    g.write("%.3f  %.3f\n"%(datos_distanciaA[k],datos_dosisA[k]))

k=0
for k in range(longitudB):
    datos_dosisB[k]=(datos_dosisB[k]/INDB)*100
    datos_distanciaB[k]=datos_distanciaB[k]*10
    h.write("%.3f  %.3f\n"%(datos_distanciaB[k],datos_dosisB[k]))

g.close()
h.close()

MaxPDDA=datos_dosisA.max()
MaxPDDB=datos_dosisB.max()

#### Indice Gamma

ResultadosF=open(Place_Files+'ResultadosF.txt','w')

k=0
i=0
cont=0
indice=0
for k in range(longitudA):
    Resultados=open(Place_Files+'Resultados.txt','w')
    i=0
    MinGamma=0
    Gamma_General=0
    cont=0
    indice=0
    for i in range(longitudB):
        D=((datos_dosisB[i]-datos_dosisA[k])/MaxPDDA)*100
        R=np.sqrt(((datos_distanciaB[i]-datos_distanciaA[k])**2))
        Gamma_General=np.sqrt((D**2/dose_threshold**2)+(R**2/distance_threshold**2))

    Resultados.write( "%.3f  %.3f  %.3f  %.3f  %.3f  %.3f  %.3f\n"%(datos_dosisA[k],datos_dosisB[i],
    D,datos_distanciaA[k],datos_distanciaB[i],R,Gamma_General))
    cont=cont+1

```

```

Resultados.close()
Resultados=np.loadtxt(Place_Files+'Resultados.txt')

datos_ref=Resultados[:,0]
datos_prueba=Resultados[:,1]
Diferencia_dosis=Resultados[:,2]
distancia_ref=Resultados[:,3]
distancia_prueba=Resultados[:,4]
Diferencia_distancia=Resultados[:,5]
Gammas_minimos=Resultados[:,6]

MinGamma=Gammas_minimos.min()
indice=0
ComparacionGamma=0
p=0
for p in range(cont):
    ComparacionGamma=nearly_equal(Gammas_minimos[p],MinGamma,sig_fig=2)
    if ComparacionGamma==True:
        indice=p

cont=0
MinGamma=0
p=0
Gamma_General=0

ResultadosF.write( "%.3f  %.3f  %.3f  %.3f  %.3f  %.3f  %.3f\n"%(datos_ref[indice],datos_prueba[i
ndice],Diferencia_dosis[indice],distancia_ref[indice],distancia_prueba[indice],Diferencia_distancia[indi
ce],Gammas_minimos[indice]))

ResultadosF.close()

ResultadosGammaF=np.loadtxt(Place_Files+'ResultadosF.txt')

IPorcentaje=ResultadosGammaF[:,2]
Distancia_referencia=ResultadosGammaF[:,3]
Distancia_prueba=ResultadosGammaF[:,4]
Imm=ResultadosGammaF[:,5]
Gamma_final=ResultadosGammaF[:,6]
longitud_Gamma=len(ResultadosGammaF)

IPorcentaje=np.sqrt(IPorcentaje**2)

##### Gamma maxima
MaxGamma_Final=Gamma_final.max()

print 'Gamma maxima = ', '%.2f' %MaxGamma_Final
#print '\n'

##### Gamma Promedio

Promedio_Gamma=np.mean(Gamma_final)

print 'Gamma Promedio', '%.2f' %Promedio_Gamma

##### Porcentaje de puntos con IG <= 1

```

```

indicemaxGamma=0
valormaxGamma=0
val=0
SumGammaP=0
k=0
for k in range(longitud_Gamma):
    if Gamma_final[k] <= 1.0:
        indicemaxGamma=indicemaxGamma+1

valormaxGamma=((indicemaxGamma*100.)/longitud_Gamma)
print '% puntos donde IG < 1 = ', '%.2f' %valormaxGamma
print '\n'

#### Grafica

pl.figure(figsize=(10, 8))
pl.subplot2grid((8, 8), (0, 2), colspan=6, rowspan=4)

pl.title(u'Energía '+EnergiaT+' MeV, Campo '+CampoT+u' cm$^{2}$, Rejilla '+Rejilla+' cm,
Incertidumbre '+Incerti2+'%, Suavizado '+Nivel,fontsize=10.)
ax = pl.gca()
ax2 = ax.twinx()

l1,=ax.plot(datos_distanciaA,datos_dosisA,linewidth=1.,color='k',label='Medido')
l2,=ax.plot(datos_distanciaB,datos_dosisB,linestyle='--',color='blue',label='Calculado')
pl.xlim(-Rangox,Rangox)

ax.spines['right'].set_color('none')
ax.spines['top'].set_color('none')
ax.xaxis.set_ticks_position('bottom')
ax.spines['bottom'].set_position(('data',0))
ax.yaxis.set_ticks_position('left')
ax.spines['left'].set_position(('data',-Rangox))
ax.set_ylabel('Dosis [%]',labelpad=1)
ax.set_xlabel('Profundidad [mm]',labelpad=8)
ax.grid(True,linestyle='--')
ax.set_yticks(np.arange(0.,150.,10.))
ax.set_xticks(np.arange(-Rangox,Rangox+1.,espacio))
ax.tick_params(axis='y', labelsz=9)
ax.tick_params(axis='x', labelsz=10)

l3,=ax2.plot(Distancia_referencia,Gamma_final,markersize=2.,marker='o',color='r',label=u'Índice
Gamma')
ax2.set_ylabel(u'Índice Gamma ['+dose_T+' %/ '+distance_T+' mm]',color='r',labelpad=10,fontsize=11)
ax2.set_ylim(0.,3.50,0.5)
ax2.tick_params('y', colors='r',labelsize=11)
ax2.yaxis.set_major_locator(ticker.MultipleLocator(0.5))
pl.legend([l1,l2,l3],['Medido','Calculado',u'Índice Gamma'],ncol=2,loc=1,fontsize=12.)

dose_threshold=int(dose_threshold)
distance_threshold=int(distance_threshold)
dose_threshold=str(dose_threshold)
distance_threshold=str(distance_threshold)

ax = pl.gca()

```

```

pl.subplot2grid((8, 8), (0, 0), colspan=2, rowspan=8)
pl.text(0., 1., '% puntos con IG <= 1', fontsize=9.)
pl.text(0., 0.95, '%.2f' %valormaxGamma, fontsize=9.)
pl.text(0., 0.90, 'Gamma maxima', fontsize=9.)
pl.text(0., 0.85, '%.2f' %MaxGamma_Final, fontsize=9.)
pl.text(0., 0.80, 'Gamma Promedio', fontsize=9.)
pl.text(0., 0.75, '%.2f' %Promedio_Gamma, fontsize=9.)
pl.axis('off')
pl.savefig(Place_Files+CarpetaR+'/'+NOMBRE+'.jpg')

os.remove(Place_Files+'ResultadosF.txt')
os.remove(Place_Files+'Resultados.txt')
os.remove(Place_Files+'ProfileA.txt')
os.remove(Place_Files+'ProfileB.txt')

```